



**UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID**  
**ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR**

DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS  
INDUSTRIALES

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**ANÁLISIS NUMÉRICO DEL ESTADO TENSIONAL  
DE UNA PRÓTESIS DE CADERA DURANTE LA  
REALIZACIÓN DE DIFERENTES ACTIVIDADES DE  
LA VIDA DIARIA**

Autor: Alejandro Palma Ocaña

Tutora: Belén Muñoz Abella

Leganés, Septiembre 2014

## Agradecimientos

En primer lugar quiero dar las gracias a mi tutora Belén Muñoz Abella que en todo momento ha estado ahí para ayudarme, mostrarme su apoyo y procurar que este trabajo saliera lo mejor posible.

Gracias a mi hermana, cuyo ejemplo me ha hecho ser quien soy.

A toda mi familia y amigos, que me han ayudado a lo largo de todo este viaje, con los que he pasado momentos inolvidables y sin los cuales no estaría aquí.

A todos los que en esta andadura me han apoyado.

## Resumen

En este Trabajo de Fin De Grado se expone un estudio sobre los diferentes estados tensionales en los que se encuentra una prótesis de cadera durante la realización de cuatro movimientos de la vida diaria: andar, subir escaleras, bajar escaleras y apoyarse sobre la pierna de la prótesis.

Antes de realizar el estudio se hace un desarrollo teórico de la biomecánica de cadera. Por un lado se habla sobre la articulación de cadera biológica, sus partes, sus movimientos y las enfermedades que conllevan la implantación de una prótesis. Por otro, se expone la historia del implante, sus componentes, sus tipos y los materiales de los que está formado. Además se explica el contexto socio-económico de la artroplastia de cadera en España.

Tras esta introducción a la biomecánica de cadera, se pasa al diseño de un modelo numérico de la prótesis de cadera de la que se ha realizado el estudio. La modelización numérica se realiza con el programa de elementos finitos ABAQUS v.6.13 a partir de un diseño 3D de la prótesis que ha sido suministrado por el departamento de Ingeniería Mecánica de la UC3M. Para comprender mejor el funcionamiento de este programa y del método de los elementos finitos se añade un capítulo en el que se explican brevemente.

Una vez creado el modelo numérico, se ha de validar el modelo según las normas ISO que correspondan. En este caso se valida el modelo con una recreación en ABAQUS de la norma ISO 7206.

A continuación se realizan los distintos ensayos resistentes de la prótesis en los que se van modificando las fuerzas que recibe el implante en función del movimiento que se simule. Para los diferentes estados de carga el estado tensional varía, con lo que se estima qué movimiento es el que puede llegar a provocar la falla del implante. Como en la vida real el anclaje entre el hueso y el implante no es siempre óptimo, se han querido simular diferentes condiciones de agarre para todos los movimientos. De esta forma se podrá analizar posteriormente la importancia que tiene el agarre en el comportamiento del implante.

**Palabras clave:** Implante, prótesis, estado tensional, biomecánica, ensayo resistente, modelo numérico, elementos finitos

## Abstract

This bachelor's degree project focuses on the stress suffered by a hip prosthesis when accomplishing four basic movements: to walk, to go upstairs, to go downstairs and to stand on the prosthesis.

A hip biomechanical study is undertaken to firstly understand the theoretics of the prosthesis. On the one hand, a summary of the biological hip is detailed, together with its parts, movements, and potential issues associated to the hip implants. On the other hand, the implant history is summarized, in relationship with its components, types and materials. In addition, the socio-economic context in Spain is briefly detailed.

In second place, a numerical model about the hip prosthesis is undertaken. The numerical model runs on ABAQUS v.6.13, a finite elements software using as starting point a 3D model provided by the Mechanical Department of the UC3M. In order to better understand how this software works a chapter was added.

Once we have the numerical model, this has to be validated using the ISO rules. In this case, the validation is based on the ISO 7206 implemented by ABAQUS software.

Finally, tests are run, modifying specific attributes of the study such as the strength applied on the hip prosthesis. This depends on the required movement in each case. For each strength state, the stress on the hip implant varies and this leads to understand what movements may force the implant to fail.

As in real life, the link between the bone and the prosthesis is not ideal. This was also simulated using several fitting conditions for all of the movements. With this information, we may analyze how important the fitting conditions are in the prosthesis behaviour.

**Keywords:** Implant, prosthesis, stress state, biomechanics, resistant test, numerical model, finite elements

## Tabla de contenido

1	Introducción .....	10
1.1	Motivación .....	10
1.2	Objetivos .....	13
1.3	Organización del documento .....	14
2	La biomecánica .....	15
2.1	La cadera .....	16
2.1.1	Partes principales de la articulación de cadera.....	16
2.2.2	Ligamentos de la articulación de cadera.....	17
2.2.3	Movimientos de una articulación de cadera.....	19
2.2.4	Enfermedades que afectan a la articulación de cadera .....	22
2.2	La prótesis de cadera .....	28
2.2.1	Historia de la prótesis de cadera.....	28
2.2.2	Partes y tipos de prótesis de cadera .....	31
2.2.3	Biomateriales utilizados en implantes de cadera .....	37
3	Normativa aplicable a las prótesis de cadera: ISO 7206 .....	47
4	Método de los elementos finitos MEF .....	49
4.1	Introducción al método de los elementos finitos .....	49
4.2	Introducción al programa de elementos finitos ABAQUS v6.13 .....	51
5	Modelo numérico.....	54
5.1	Descripción del modelo MEF.....	54
5.1.1	Ensayo de verificación de la norma 7206.....	60
5.1.2	Ensayos resistentes ante 4 diferentes movimientos sobre la cadera .....	62
5.1.3	Ensayos resistentes ante diferentes movimientos modificando las condiciones de sujeción .....	65
5.2	Resultados y discusión .....	67
5.2.1	Verificación de la norma ISO 7206 .....	67
5.2.2	Resultados ensayo prótesis ante distintos movimientos de la vida diaria .....	75
5.2.3	Resultados ensayos modificando el agarre.....	77
6	Conclusiones y análisis futuros .....	83
6.1	Conclusiones.....	83
6.2	Análisis futuros.....	84
7	Planificación y presupuesto .....	85

7.1 Planificación .....	85
7.2 Presupuesto .....	86
8 Referencias bibliográficas .....	87
8.1 Bibliografía .....	87
8.2 Bibliografía de figuras, tablas y gráficas .....	89
ANEXOS .....	93
Anexo 1.....	93
Anexo 2.....	95
Anexo 3.....	98

## Índice de figuras

Fig. 1: Configuración básica de cadera .....	16
Fig. 2: Rodete cotiloideo y cápsula articular .....	17
Fig. 3: Vista anterior de la articulación coxal .....	17
Fig. 4: Vista posterior de la articulación coxal .....	18
Fig. 5: Ligamento redondo .....	18
Fig. 6: Ejes movimiento .....	19
Fig. 7: Movimientos de flexión .....	19
Fig. 8: Movimientos de extensión .....	20
Fig. 9: Movimiento de abducción.....	20
Fig. 10: Movimientos de aducción .....	21
Fig. 11: Movimientos de rotación .....	21
Fig. 12: Cadera normal - cadera con artrosis .....	22
Fig. 13: Tras cirugía .....	23
Fig. 14: Fractura cabeza femoral .....	25
Fig. 15: Fracturas más comunes .....	25
Fig. 16: Distintas intervenciones ante rotura de cabeza femoral .....	26
Fig. 17: Distintas intervenciones ante rotura de cuello femoral .....	27
Fig. 18: Distintos mecanismos de fijación fracturas intertrocantérica y subtrocantérica .....	27
Fig. 19: Prótesis de Grooves .....	28
Fig. 20: Prótesis de Thompson (izq.) y de Moore (dcha.) .....	29
Fig. 21: Prótesis de Charnley .....	30
Fig. 22: Partes de una prótesis .....	31
Fig. 23: Diferencia de invasión ósea entre la prótesis de vástago corto y la tradicional .....	32
Fig. 24: Prótesis de superficie.....	32
Fig. 25: Prótesis cementada .....	33
Fig. 26: Prótesis no cementada .....	34
Fig. 27: Prótesis de cadera híbrida/híbrida invertida .....	35
Fig. 28: Prótesis parcial de cadera .....	35
Fig. 29: Vástago modulable MRP-TITÁN .....	37
Fig. 30: Cotilo de revisión modular MRS .....	37
Fig. 31: Prótesis recubierta con hidroxiapatita .....	43
Fig. 32: Esquema del proceso de cobertura por "Chorro de plasma" .....	43
Fig. 33: Acetábulos de polietileno .....	45
Fig. 34: Discretización de sólido continuo .....	49
Fig. 35: Componente femoral .....	54
Fig. 36: Componente acetabular .....	55
Fig. 37: Prótesis completa .....	55
Fig. 38: Acetábulo de Ti6Al4V .....	56
Fig. 39: Pieza de polietileno UHMWPE.....	56
Fig. 40: Componente femoral 1 - Cabeza femoral Ti6Al4V .....	57
Fig. 41: Componente femoral 2 – Vástago Ti6Al4V.....	57

Fig. 42: Conjunto completo .....	58
Fig. 43: Mallado del modelo.....	59
Fig. 44: Condiciones de contorno según la norma.....	61
Fig. 45: Componentes de la fuerza sobre el implante.....	62
Fig. 46: Diferentes condiciones de sujeción.....	66
Fig. 47: Punto de evaluación Nº1 ISO 7206 - 4.....	69
Fig. 48: Punto de evaluación Nº2 ISO 7206 - 4.....	70
Fig. 49: Punto de evaluación Nº3 ISO 7206 - 4.....	70
Fig. 50: Punto de evaluación Nº4 ISO 7206 - 4.....	71
Fig. 51: Punto de evaluación Nº5 ISO 7206 - 4.....	71
Fig. 52: Punto de evaluación Nº1 ISO 7206 - 6.....	72
Fig. 53: Punto de evaluación Nº2 ISO 7206 - 6.....	73
Fig. 54: Punto de evaluación Nº3 ISO 7206 - 6.....	73
Fig. 55: Punto de evaluación Nº4 ISO 7206 - 6.....	74
Fig. 56: Distintas zonas críticas donde estudiar la fatiga .....	75
Fig. 57: Estado tensional encastre L/3 .....	78
Fig. 58: Estado tensional encastre 2L/3 .....	78
Fig. 59: Estado tensional encastre total vástago.....	79
Fig. 60: Diagrama de Gantt del proyecto .....	85



## Índice de tablas

Tabla 1: Intervenciones primarias de cadera por edad .....	10
Tabla 2: Intervenciones de cadera en función de la causa que la provoca.....	11
Tabla 3: Intervenciones primarias por sexos .....	11
Tabla 4: Causas de prótesis de revisión .....	12
Tabla 5: Evolución intervenciones primarias de cadera 2002 – 2012 .....	13
Tabla 6: Coeficientes de rozamiento y regímenes de lubricación para los distintos pares de fricción .....	36
Tabla 7: Combinación de diferentes tipos de materiales implantados en algunas .....	39
Tabla 8: Metales y aleaciones más comunes .....	39
Tabla 9: Propiedades de aceros inoxidables con diferentes estructuras.....	40
Tabla 10: Propiedades de aleaciones cromo-cobalto .....	40
Tabla 11: Propiedades titanio en función del grado .....	41
Tabla 12: Fosfatos de calcio .....	42
Tabla 13: Propiedades de los materiales del modelo .....	58
Tabla 14 : Resumen de casos a estudio.....	59
Tabla 15: Condiciones de ensayo a fatiga norma ISO 7206 – 6 en ABAQUS.....	60
Tabla 16 : Condiciones de ensayo a fatiga norma ISO 7206 – 6 en ABAQUS.....	61
Tabla 17 : Duración distintos ensayos.....	65
Tabla 18: Tensiones máximas de Von Mises en función del movimiento .....	75
Tabla 19 : Resumen resultados a fatiga .....	76
Tabla 20 : Tensiones máximas de Von Mises en función del agarre.....	77
Tabla 21 : Resumen resultados a fatiga encastre total .....	80
Tabla 22 : Resumen resultados a fatiga encastre 2L/3 .....	80
Tabla 23 : Resumen resultados a fatiga encastre L/3 .....	81
Tabla 24 : Presupuesto recursos materiales .....	86
Tabla 25 : Presupuesto recursos humanos .....	86

## 1 Introducción

### 1.1 Motivación

La artroplastia de cadera es una intervención muy demandada en los últimos años debido al aumento de la esperanza de vida y por tanto de la población anciana. La repercusión que tiene la intervención de artroplastia de cadera es grandísima ya que permite a un paciente con muchos dolores, incluso incapacitado, volver a desarrollar una vida normal. A nivel económico es fundamental la eficacia en este tipo de intervenciones ya que son muy costosas. Desde sus inicios en el siglo XIX la técnica no ha parado de evolucionar y actualmente es una intervención con una elevada tasa de éxito.

En la página oficial de estadísticas médicas del Gobierno de España (pestadistico.msssi.es), se encuentran las cifras oficiales de intervenciones de cadera en los últimos años siendo una de las 20 las intervenciones de cadera más frecuentes. Las intervenciones de cadera están clasificadas en el GRD (Grupos Relacionados por el Diagnóstico) 818 ó 817: por un lado, en el GRD 818 -“sustitución de cadera excepto por complicaciones”-se encuentran las intervenciones de artroplastia de cadera primarias, por otro lado en el 817-“sustitución de cadera por complicaciones”- se encuentran las intervenciones de revisión en donde se tiene que sustituir una prótesis problemática anterior por otra nueva.

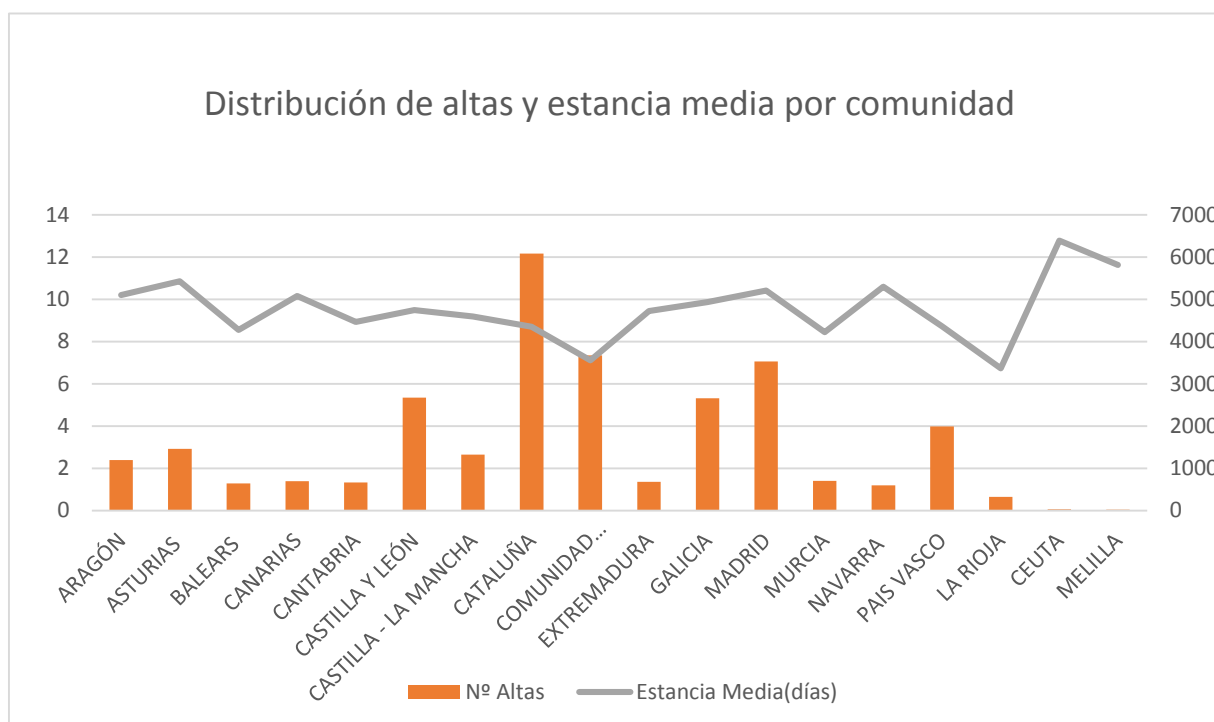
En 2012, último año del que se tienen datos, se han realizado un total de 33.392 **intervenciones primarias**, o lo que es lo mismo 72,33 intervenciones cada 100.000 habitantes, con una estancia media de 8,99 días en el hospital y un coste medio de 9.531,6 € por paciente. En este año las intervenciones primarias de cadera han supuesto un coste total de 318 millones de euros y la estancia total de pacientes en hospitales asciende a 300.180 días [1]. Se van a estudiar los datos en función de unos grupos de interés:

- **Rango de edad:** los implantes de cadera se producen en su mayoría a pacientes de avanzada edad con mayor fragilidad ósea, tendencia a caídas y enfermedades que puedan afectar a la cadera. Normalmente las intervenciones en jóvenes son debidas a accidentes de trabajo o de tráfico. En la *Tabla 1* se ve que más de la mitad de las intervenciones son a pacientes de más de 74 años.

Edad	Altas	Porcentaje
01 - 14 años	6	0,02%
15 - 44 años	1256	3,8%
45 - 64 años	6880	20,6%
65 - 74 años	7191	21,5%
Más de 74 años	18059	54,1%

Tabla 1: Intervenciones primarias de cadera por edad [38]

- **Distribución geográfica:** En la *Gráfica 1* se puede ver una distribución de las intervenciones por comunidades autónomas y su estancia media. En el *Anexo 1* se encuentra la tabla de donde se obtienen los datos del gráfico. La comunidad con mayor necesidad de implantes de cadera es la catalana (más de 6.000 altas). En Ceuta y Melilla la estancia media es la más alta con valores entorno a los 12 días.



Gráfica 1: Distribución de altas y estancia media intervenciones primarias

- **Diagnóstico principal:** En la *Tabla 2* se ve que la causa más frecuente de artroplastia de cadera es la osteoartritis que supone en total un 44% de las intervenciones.

Causa	Altas	Porcentaje
OSTEOARTROSIS LOCALIZADA SIN ESPECIFICAR-PELVIS Y MUSLO	13046	39,07%
OTRAS FRACTURAS INTRACAPSULARES DEL CUELLO DE FÉMUR-CERRADA	11430	34,23%
OSTEOARTROSIS SIN ESPECIFICACIÓN GENERAL O LOCAL-PELVIS Y MUSLO	1674	5,01%
FRACTURA DE PARTE N.E.O.M. DEL CUELLO DEL FÉMUR-CERRADA	1116	3,34%
OSTEOARTROSIS LOCALIZADA PRIMARIA-PELVIS Y MUSLO	1099	3,29%

Tabla 2: Intervenciones de cadera en función de la causa que la provoca [38]

- **Sexo:** Las mujeres necesitan más intervenciones de cadera que los hombres. Como se ve en la *Tabla 3*, casi un 60 % de las artroplastias son realizadas a mujeres. El género femenino es más propenso a este tipo de intervención debido a la alta tasa de osteoporosis tras la menopausia y a un mayor porcentaje de caídas que los varones. [2]

Sexo	Altas	Porcentaje
Mujer	19981	59,8%
Varón	13411	40,2%

Tabla 3: Intervenciones primarias por sexos [38]

Tras la operación pueden surgir complicaciones como infecciones que tienen consecuencias devastadoras en los pacientes que las sufren. El porcentaje de infecciones postoperatorias está entre el 2% y el 5%. El paciente que sufre infección tiene que recibir medicamentos extra que luchen contra ella, además debe permanecer en el hospital ingresado por lo que el coste de la operación se dispara. También se tiene que enfrentar a intervenciones de saneamiento de la infección, o incluso de sustitución de la prótesis por otra más adecuada. En casos extremos se puede llegar a perder la extremidad. Según un estudio chileno de 2005 [3], el tiempo de hospitalización de los pacientes infectados llega a los 54 días lo que supone un gasto extra de 2.875€.

La tasa de mortalidad en la operación es muy baja, situándose en 0,88 % de los casos según los datos oficiales en España en 2012. Pero el porcentaje de muertes durante los 6 meses posteriores a la operación llega al 30 %. Esto se debe a complicaciones como infecciones o inadaptabilidad del implante.

Con la operación los pacientes pierden parte de su funcionalidad y en algunos casos tienen dolores crónicos para toda la vida. Dependiendo del resultado de la operación se puede llegar a conservar la funcionalidad casi intacta y los pacientes pueden seguir llevando una vida normal. Otras veces los pacientes pierden la capacidad de realizar por sí solos tareas del día a día como subir o bajar escaleras, vestirse, limpiar la casa o incluso pueden quedarse postrados en una cama. Estas limitaciones pueden acarrear consecuencias psicológicas en los pacientes como depresiones. [2]

Otra forma de evaluar el éxito de las intervenciones de cadera, es mirar los datos referentes a **intervenciones de revisión** realizadas por complicaciones en la primera prótesis. En 2012 se efectuaron un total de 4.716 revisiones de cadera, con una estancia media en el hospital de 13,73 días y un coste medio de 11.349 €. Se aprecia que el número de días y el coste de la operación son significativamente más altos que en el caso de una operación primaria, esto se debe al aumento de la complejidad quirúrgica de extraer la vieja prótesis y hacerle hueco a la nueva [4]. En el *Anexo 1* se pueden encontrar una lista detallada de intervenciones de revisión en función de la demografía.

Es fundamental averiguar cuál ha sido el problema en la primera prótesis para evitar errores. Como se ve en la *Tabla 4*, el principal motivo de intervención de revisión es el aflojamiento de la primera prótesis, por eso el estudio posterior intentará analizar qué sucede con las tensiones de la prótesis cuando se afloja.

Causa	Altas	Porcentaje
AFLOJAMIENTO MECÁNICO DE PRÓTESIS ARTICULAR	1568	33,3%
LUXACIÓN DE PRÓTESIS ARTICULAR	647	13,7%
INFECCION/INFLAMACION POR PROTESIS DE ARTICULACION INTERNA	412	8,7%
FRACTURA PATOLOGICA DE CUELLO DE FEMUR	359	7,6%
FRACTURA PERIPROTÉSICA EN TORNO A PRÓTESIS ARTICULAR	278	5,9%

Tabla 4: Causas de prótesis de revisión [39]

El número de intervenciones de cadera ha ido aumentando con los años, la *Tabla 5* ofrece la evolución de la artroplastia de cadera desde el año 2002 hasta el año 2012.

Año	Casos	Edad media	Estancia media	% Mujeres	Coste	Coste medio	% Mortalidad
2002	27628	72,7	12,56	63,62	169894518	6149	1,05
2003	28425	73,1	12,21	62,96	192872437	6785	0,964
2004	28955	73,2	11,78	63,27	202204926	6983	1,043
2005	30025	73,3	11,55	62,2	203235622	6769	0,919
2006	31124	73,2	11,26	62,07	249610434	8020	0,974
2007	31737	73,4	11,11	61,63	265216732	8357	1,03
2008	31864	73,4	10,79	61,47	222789487	6992	1,011
2009	32437	73,3	10,25	61,08	228610205	7048	0,95
2010	32372	73,5	9,77	60,9	312038522	9639	0,819
2011	32259	73,6	9,27	60,61	318412082	9870	0,918
2012	33392	73,5	8,99	59,84	318280336	9532	0,877

Tabla 5: Evolución intervenciones primarias de cadera 2002 – 2012 [40]

En los últimos 10 años, casi se ha duplicado el coste total que suponen las artroplastias debido al gran aumento del coste medio por operación de artroplastia y al aumento de casos. En cambio, la mortalidad y la estancia media en el hospital han ido disminuyendo. A pesar del aumento del número de operaciones, en los últimos 10 años el tiempo de estancia en el hospital ha disminuido, la estancia total de pacientes en hospitales ha disminuido de los 350.000 de 2002 a los 300.180 días de 2012. [5]

El incremento de la demanda de este tipo de operación se debe al aumento de la esperanza de vida con el consiguiente envejecimiento de la población y a los cambios en los hábitos de vida de la población senior, mucho más activa que hace unos años.

Un dato a tener en cuenta [6], desde 2001 el número de intervenciones de revisión ha ido disminuyendo y eso que el número total de prótesis primarias no ha parado de subir, lo que quiere decir que cada vez los implantes y las técnicas utilizadas durante la intervención son mejores.

## 1.2 Objetivos

El objetivo principal de este Trabajo de Fin de Grado es el estudio resistente de una prótesis de cadera constituida por aleación de titanio (Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V) y polietileno de alta densidad (UHMWPE) durante la realización de cuatro actividades diferentes de la vida cotidiana: andar, subir escaleras, bajar escaleras y apoyarse sobre la pierna de la prótesis.

Para conseguir este objetivo principal se han planteado los siguientes objetivos parciales:

- Recopilación bibliográfica sobre la prótesis de cadera.
- Desarrollo del modelo numérico a partir del modelo 3D suministrado por el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid.

- Validación de acuerdo a la normativa del modelo de elementos finitos de la prótesis.
- Estudio del estado tensional para los 4 movimientos estudiados: andar, subir escaleras, bajar escaleras y apoyarse sobre una pierna.
- Estudio de la influencia del agarre en los casos a estudio.
- Discusión de los resultados obtenidos.

### 1.3 Organización del documento

El proyecto está dividido en 8 capítulos de la siguiente manera:

- **Capítulo 1:** Motivación, objetivos y organización del documento.
- **Capítulo 2:** En primer lugar se expone una introducción a la biomecánica. Después se hace un desarrollo teórico de lo referente a la cadera, en el que se incluyen las partes de la articulación, sus movimientos y las enfermedades que pueden afectarla. Finalmente, se habla de la prótesis: su historia, los materiales de los que está fabricada y distintas clasificaciones de la misma.
- **Capítulo 3:** Descripción de la normativa aplicable a las prótesis de cadera, la norma ISO 7206, centrándose en especial en los apartados 4, 6 y 10 de la misma.
- **Capítulo 4:** Se expone el fundamento del método de los elementos finitos (MEF) y se hace una introducción al programa de ordenador ABAQUS.
- **Capítulo 5:** En este capítulo se describe el modelo hecho por ABAQUS de la cadera. Se verifica el cumplimiento de la norma ISO 7206, para ello en primer lugar se exponen las diferentes condiciones de contorno que se aplican según la norma y después se analizan los resultados. Posteriormente, se expone el estudio al que se somete la cadera en función de diferentes movimientos y se ofrecen los resultados del mismo. Por último, se modifican los agarres del implante y se realizan los mismos ensayos para poder analizar la importancia que tiene la sujeción en los resultados obtenidos.
- **Capítulo 6:** Se exponen las conclusiones del estudio y los posibles desarrollos futuros del mismo.
- **Capítulo 7:** Presupuesto y planificación.
- **Capítulo 8:** Bibliografía.

## 2 La biomecánica

La biomecánica es la rama científica que estudia el uso de componentes mecánicos en el ámbito médico. Es un campo multidisciplinar en donde concurren la ingeniería, la biología y la medicina.

La biomecánica abarca muchos ámbitos diferentes, desde la recreación de extremidades hasta el diseño de dispositivos que controlan el ritmo cardíaco como los marcapasos. Es una ciencia muy precisa que requiere del control riguroso de factores que afecten tanto al implante como al cuerpo del paciente. La biomecánica estudia el comportamiento de los materiales biológicos ante sollicitaciones externas y su comportamiento ante interacciones con materiales no biológicos. Por tanto, determina las propiedades y aplicaciones de los sistemas biológicos - no biológicos. Pueden surgir rechazos por el tipo de material, fallos del material por un ambiente corrosivo, etc. todo

Los egipcios dieron los primeros pasos en la ciencia biomecánica en el siglo X a.C. creando un aparato para el primer dedo del pie que resolvía los problemas de estabilidad. En lo referente a implantes de cadera, los primeros intentos los llevó a cabo en 1891 Gluck en Alemania, cuando intentó reemplazar la cabeza del fémur con una bola de marfil. Estos experimentos no tuvieron resultados satisfactorios, y no es hasta 1940 cuando el doctor Austin T. Moore realizó el primer remplazo exitoso de cadera metálica. [7]

Para el mejor conocimiento del funcionamiento de la biomecánica de cadera y del éxito de la implantación de prótesis, a lo largo de este capítulo se irán exponiendo diferentes conceptos sobre los elementos que componen la cadera, sus movimientos y las distintas enfermedades que ocasionan el implante de una prótesis. Posteriormente, se hablará sobre la prótesis, sus partes, distintos tipos y materiales de los que está formada. A lo largo de este recorrido se obtendrán unos conocimientos básicos del funcionamiento del sistema mixto cadera-implante que servirán como base para realizar el estudio que se encuentra en el *Capítulo 5*.



## 2.1 La cadera

La prótesis de cadera es una pieza creada artificialmente para que actúe como la articulación a la que sustituye. Hay varios tipos de prótesis de cadera en función del tipo de paciente y del tipo de prótesis que necesite. Para entender cómo funciona una prótesis es necesario ver cómo funciona una articulación de cadera biológica.

La articulación de cadera es la que une el hueso del fémur con la cavidad coxal y por tanto, la que une las extremidades inferiores al tronco del cuerpo.

Se clasifica como enartrosis a la articulación formada por una esfera maciza dentro de un hueco que posee gran amplitud de rangos de movimiento en los tres ejes y en donde las cargas recibidas se reparten de manera homogénea gracias al contacto esférico de las superficies.[8]

### 2.1.1 Partes principales de la articulación de cadera

Las partes principales que forman parte de la articulación de cadera son dos:

- *Cabeza del fémur*: La cabeza femoral es la parte convexa de la articulación y está unida al resto del hueso del fémur por el cuello femoral.

- *Acetábulo del hueso coxal o cavidad cotiloidea*: Es una cavidad cóncava esférica donde entra la cabeza del fémur cuando articula, el borde de esta cavidad es llamado ceja cotiloidea. El acetábulo está formado por dos partes, la central llamada “trasfondo de la cavidad cotiloidea” que no es articular, y la parte articular que está en contacto con la cabeza femoral y tiene forma de semi-luna.

Entre la cabeza del fémur y el acetábulo, en la ceja se encuentra el llamado “Rodete cotiloideo” que es un tejido cartilaginoso que asegura la articulación y procura un encaje perfecto.

Como en todas las articulaciones, las superficies de los huesos en contacto tienen una capa de cartílago que suaviza el contacto y evita la fricción.

En la *Figura 1* se aprecian todas las partes descritas anteriormente, pero no se aprecia el manguito que recubre toda la articulación. Este manguito, que se ve en la *Figura 2*, se llama cápsula articular y su función es la de darle estabilidad y solidez a la articulación. Está formado por tejidos fibrosos y está conectado a ambas partes de la articulación, tanto a la cabeza del fémur como al hueso coxal (en el rodete cotiloideo). [8]

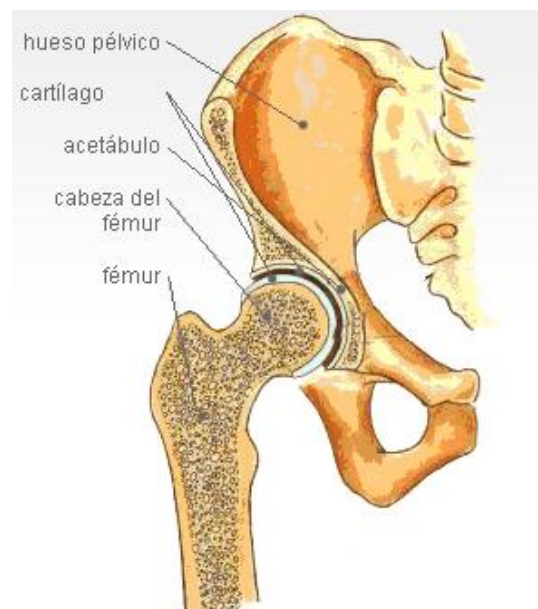


Fig. 1: Configuración básica de cadera [41]



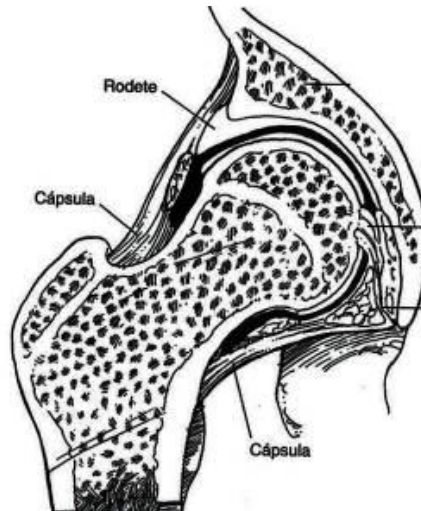


Fig. 2: Rodete cotiloideo y cápsula articular [42]

### 2.2.2 Ligamentos de la articulación de cadera

La articulación de cadera contiene 4 ligamentos que aportan consistencia a la articulación y contribuyen a impedir movimientos demasiado grandes entre sus partes.

Estos ligamentos son: [8]

- *Ligamento iliofemoral o de Bertín*: Sale de la espina iliaca anteroinferior del hueso coxal y se divide en dos ramas:
  - Iliopetrotrocantéreo: Acaba delante del trocánter mayor.
  - Iliopetrotrocantíneo: Acaba delante del trocánter menor.

Por tanto tiene forma de “Y” (Bigelow), este ligamento es considerado de los más fuertes del cuerpo humano. Ver Ilustración 3.

- *Ligamento pubofemoral*: Sale del pubis acabando por debajo del anterior. Contribuye a evitar el exceso de separación del muslo. Ver Figura 3.
- *Ligamento isquiofemoral*: Sale del isquion hasta llegar un poco por delante de la fosita digital del acetábulo situada en el fémur. Contribuye a reforzar posteriormente la articulación y evita la hiperextensión. Ver Figura 4.

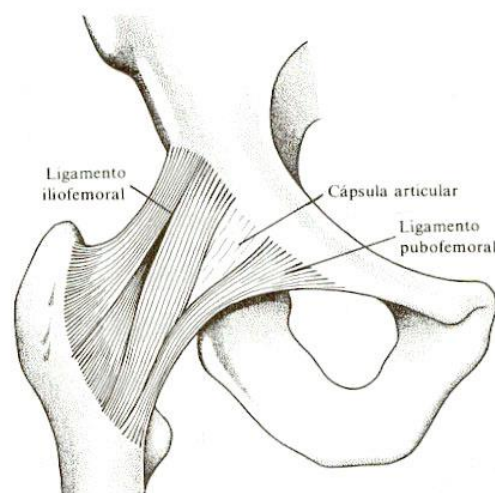


Fig. 3: Vista anterior de la articulación coxal [43]

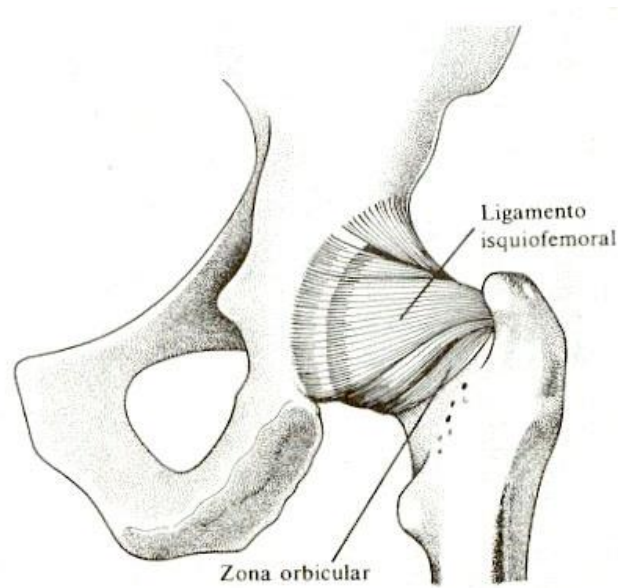


Fig. 4: Vista posterior de la articulación coxal [43]

- *Ligamento redondo*: Es el ligamento más importante de la articulación y es el que la mantiene unida. Mide de 3 a 3,5 cm de largo, y su tamaño depende de la persona. Sale de la fosita del ligamento redondo en el fémur hasta el final del acetábulo, se puede apreciar en la *Figura 5*.

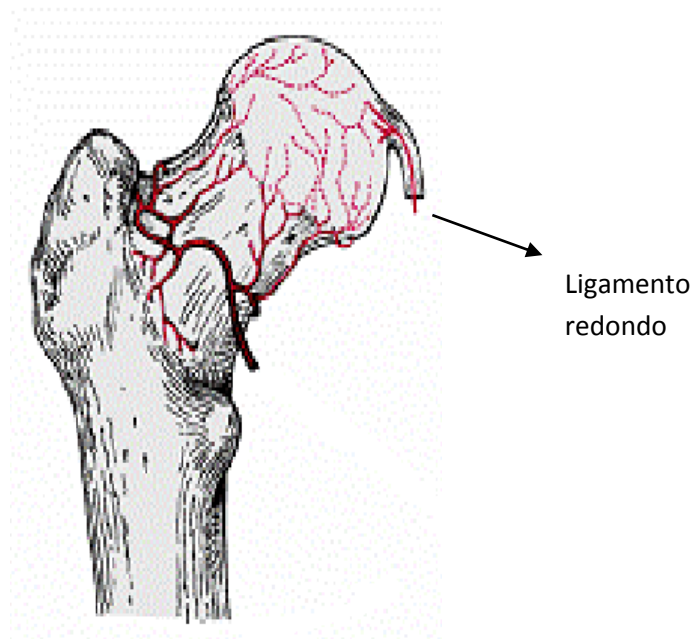


Fig. 5: Ligamento redondo [44]

### 2.2.3 Movimientos de una articulación de cadera

La articulación de cadera es una articulación muy dinámica que permite movimientos en los 3 ejes con diferentes amplitudes. En la *Figura 6* se ven los tres ejes y estos son sus movimientos: [9]

- Eje transversal: *FLEXIÓN – EXTENSIÓN*.
- Eje anteroposterior: *ABDUCCIÓN – ADUCCIÓN*.
- Eje vertical: *ROTACIÓN EXTERNA – INTERNA*.
- *FLEXIÓN*:

Conduce la parte superior del muslo hacia el tronco. Depende mucho del estado de flexión de la rodilla, puesto que éste le permite más o menos amplitud de movimiento. En la *Figura 7* se muestran los movimientos de flexión máximos.

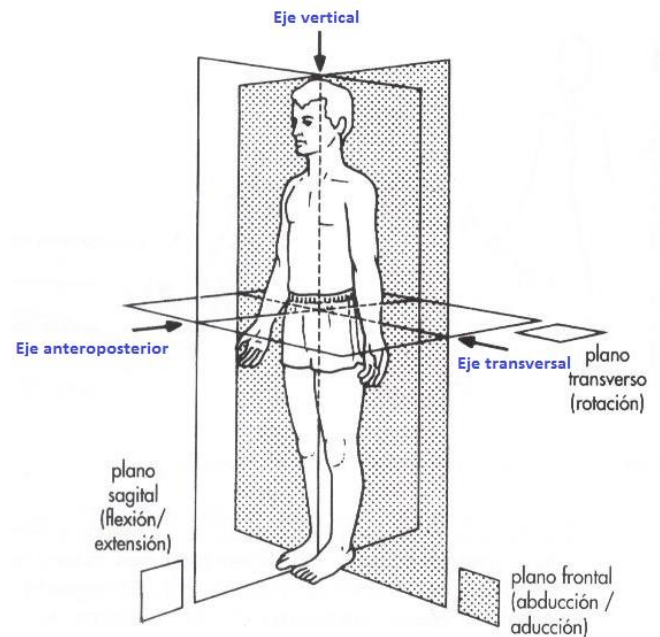


Fig. 6: Ejes movimiento [45]

FLEXIÓN	Rodilla extendida	Rodilla flexionada
<b>Activa</b>	90° (1, Fig.7)	120° (2, Fig.7)
<b>Pasiva</b>	< 100° (3, Fig.7)	140° (4, Fig.7)

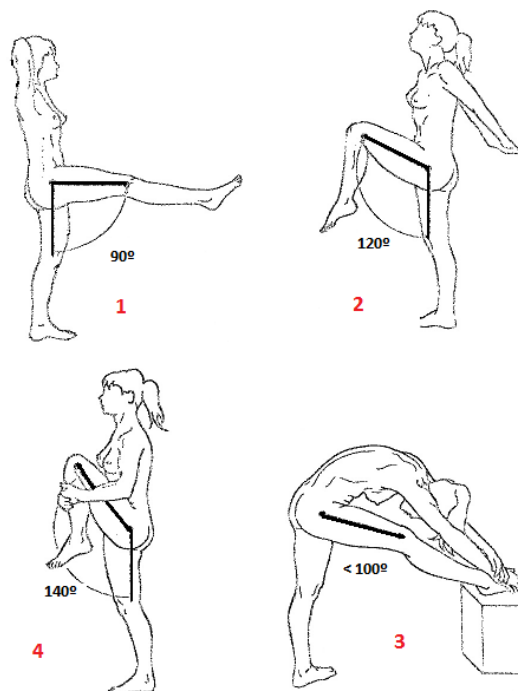


Fig. 7: Movimientos de flexión [46]

- **EXTENSIÓN:**

El movimiento contrario a la flexión. Lleva la parte de abajo del muslo hacia atrás. Son movimientos mucho más limitados que en el caso de la flexión debido al ligamento iliofemoral. También se diferencia entre flexión activa y pasiva en función de si está o no la rodilla extendida, en la *Figura 8* se ven los distintos movimientos máximos.

EXTENSIÓN	Rodilla extendida	Rodilla flexionada
<b>Activa</b>	20° (1, Fig.8)	10° (2, Fig.8)
<b>Pasiva</b>	30° (3, Fig.8)	20° (4, Fig.8)

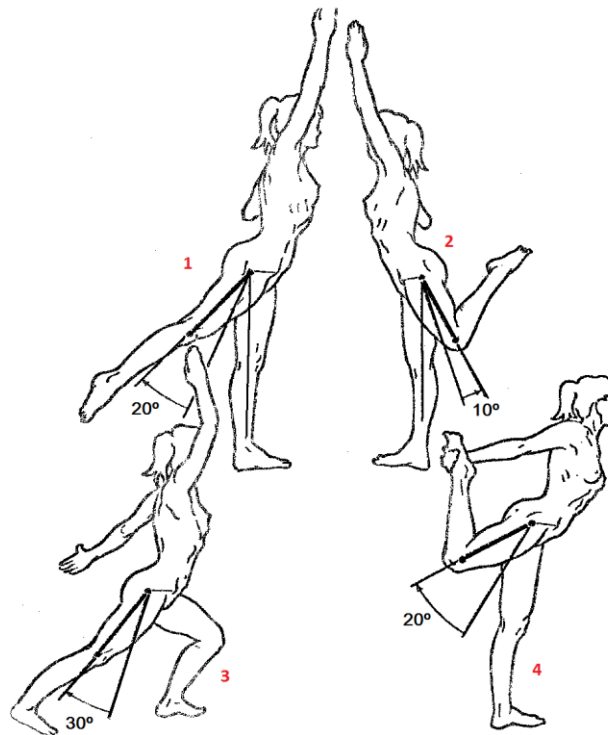


Fig. 8: Movimientos de extensión [46]

- **ABDUCCIÓN:**

El movimiento de abducción es el que conduce la pierna hacia afuera dentro del plano frontal. La abducción de un miembro siempre va acompañada de la abducción del otro.

El ángulo de abducción máxima que puede experimentar un ser humano corriente es de 90° entre ambas extremidades, o lo que es lo mismo, un ángulo máximo de 45° por miembro como se ve en la *Figura 9*.

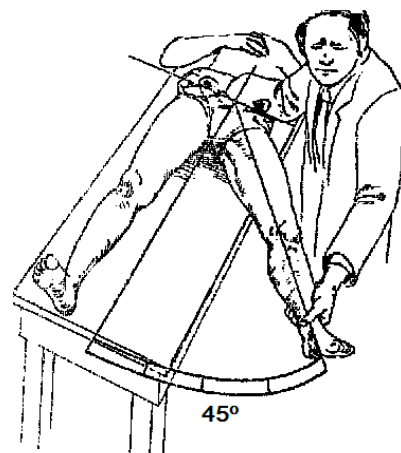


Fig. 9: Movimiento de abducción [46]

- **ADUCCIÓN:**

El movimiento de aducción es el que conduce la pierna hacia adentro en el plano frontal. No hay aducción pura, puede ser relativa o combinada. La aducción relativa (ver 1, Fig. 10) es la que trae un miembro que previamente está en posición de abducción hacia dentro. La aducción combinada (ver 2 y 3, Fig. 10) es la que mezcla la aducción con movimientos de flexión o de extensión, para este tipo de movimientos el recorrido máximo es de  $30^\circ$ .

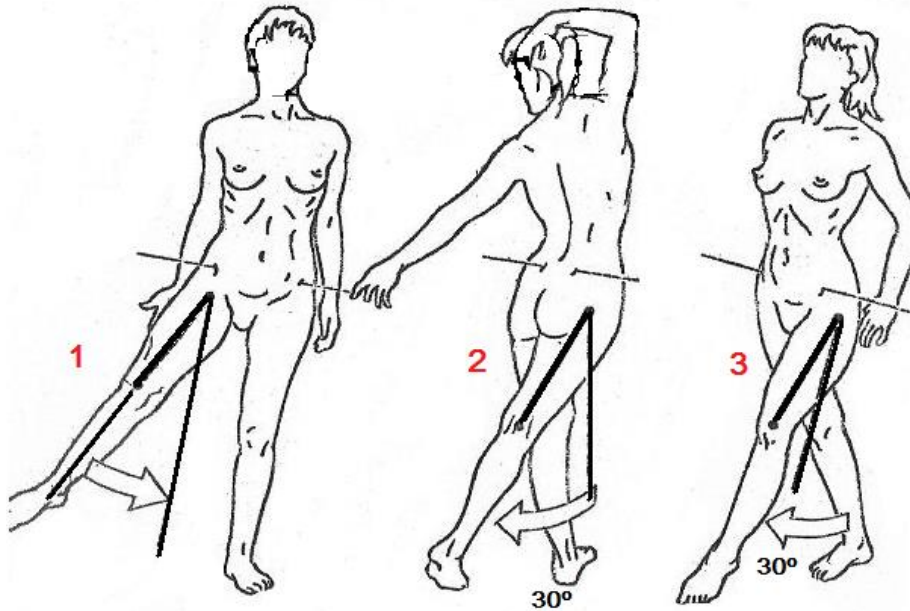


Fig. 10: Movimientos de aducción [46]

- **ROTACIÓN:**

El movimiento de rotación es el que gira en torno al eje vertical de la pierna. Si el giro produce que la punta del pie vaya hacia afuera, se considera rotación externa y tiene una amplitud de giro de  $60^\circ$ . En cambio, si el giro hace que la punta del pie vaya hacia dentro, es una rotación interna con una amplitud de giro de hasta  $35^\circ$ . Ver Figura 11.

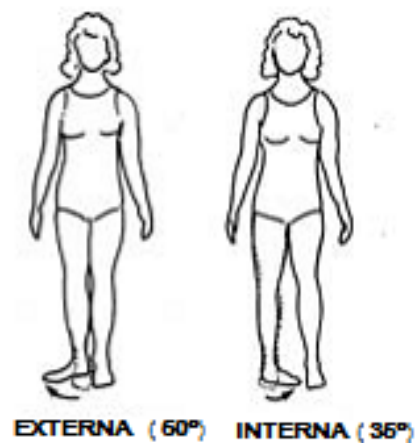


Fig. 11: Movimientos de rotación [47]



#### 2.2.4 Enfermedades que afectan a la articulación de cadera

Son muchas las enfermedades que pueden afectar a la cadera pero no todas conllevan el implante de una prótesis, en este grupo se encuentran la bursitis trocantérea, la coxa valga o vara, la enfermedad de Legg-Calve-Perthes, la epifisiólisis de cadera, la sinovitis transitoria o el síndrome de cadera en resorte. A continuación se van a exponer las enfermedades que sí pueden ocasionar la necesidad de un implante de cadera:

- **Artrosis u osteoartritis:** El cartílago situado entre los huesos de la articulación de cadera va sufriendo deterioro con el paso de los años. El cartílago se va desgastando por la falta de agua y deteriorando poco a poco, como se ve en la *Figura 12*. Este cartílago protege y ayuda a suavizar los movimientos de la articulación, y si no está en plenas condiciones puede ocasionar fuertes dolores a los que lo padecen. Los huesos que entran en juego en esta articulación son los de la cabeza del fémur y el acetábulo cotiloideo. Es una enfermedad que se

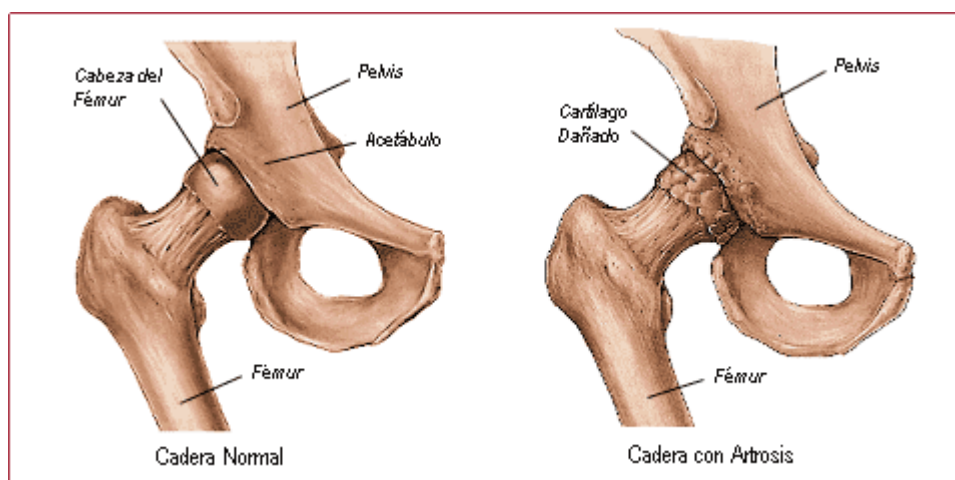


Fig. 12: Cadera normal - cadera con artrosis [48]

presenta generalmente en personas de más de 50 años, pero también intervienen otros factores que hay que considerar:

- Pequeños defectos congénitos que pasan desapercibidos durante la edad adulta.
- Sexo: La artrosis de cadera es más común en hombres que mujeres.
- Raza: La raza caucásica es la más castigada por esta enfermedad.
- Obesidad
- Actividades continuadas como deportes intensos o determinados trabajos físicos.

Es una enfermedad bastante común, aunque menos común que la artrosis en manos o rodillas. El primer síntoma que aparece es el dolor en la zona de la ingle que puede bajar hasta la rodilla. Al principio este dolor sólo aparece cuando se realiza actividad con la cadera y cesa una vez se para, pero en fases más avanzadas de la enfermedad el dolor es continuo y además se aprecia una pérdida de movilidad.

Hoy por hoy, no hay tratamiento alguno que cure la artrosis de cadera, sólo tratamientos que pueden mejorar la calidad de vida, retardar la evolución de la enfermedad o hacerla menos dolorosa. Por esto, es necesario que el paciente sea conciente de que está enfermo y sepa cuáles son sus limitaciones. Hay tres tipos de tratamientos para esta enfermedad:

- No farmacológicos:
  - Corrección de malos hábitos que agraven la enfermedad como el mal uso de la articulación, adelgazar en caso de obesidad ...
  - Realizar ejercicios que ayuden a mantener activa la articulación.
  - Empleo de bastón para controlar el dolor.
  - Empleo de útiles que ayuden a no forzar la articulación en determinadas situaciones como a la hora de ponerse el calzado.
  - Tratamientos rehabilitadores en forma de calor, ultrasonidos, masajes o aguas termales.
- Farmacológicos: medicamentos para el alivio del dolor y para reducir la inflamación si esta existiese. En fases iniciales, para dolores leves, basta con una aspirina pero normalmente hay que ir a medicamentos más específicos.
- Cirugía: En fases en las que, tras tratar al paciente con los métodos anteriores, la enfermedad impide al paciente casi moverse o en las que el dolor es tan fuerte que no se puede soportar hay que recurrir a la cirugía. La cirugía consiste en la retirada de la parte enferma de la cadera y la inserción de una prótesis, ver *Figura 13*. Es una intervención complicada que tiene riesgos pero que conlleva una recuperación mucho más rápida y menos dolorosa, en poco tiempo el paciente recupera la movilidad, pudiendo volver a su vida normal.[10]

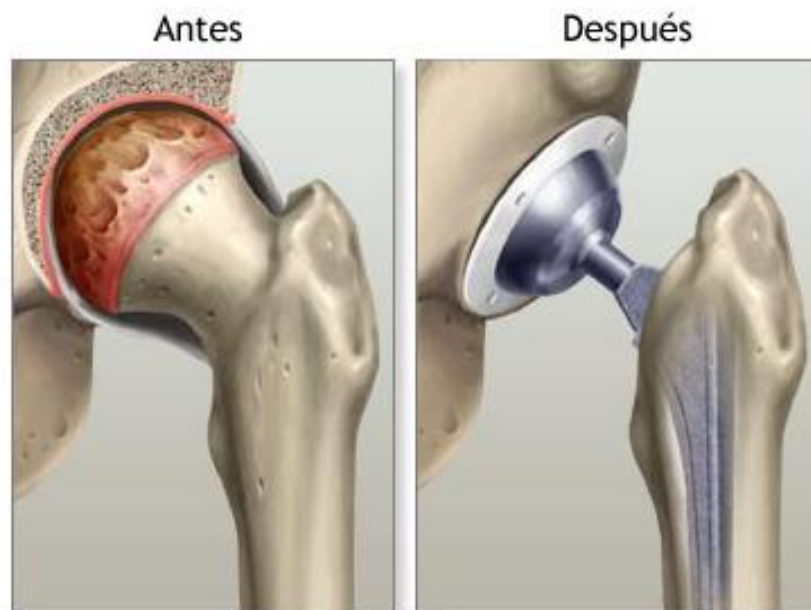


Fig. 13: Tras cirugía [49]

- **Artritis:** La artritis es una enfermedad que afecta a las articulaciones produciendo inflamación en ellas. Hay muchos tipos de artritis diferentes, este término llega a englobar más de 100 enfermedades diferentes. No hay que confundirla con la artrosis dado que son enfermedades diferentes, en la artrosis la articulación se va desgastando por el uso pudiendo producir inflamación pero sin ser éste el elemento más importante, en cambio, en la artritis lo principal es la inflamación de la articulación. La inflamación aparece en la membrana sinovial creando incomodidad y mal asentamiento de la articulación, lo que se traduce en deformaciones permanentes.

Al haber tantos tipos de artritis diferentes, en muchos casos se desconocen de dónde proviene el origen de la inflamación, que a veces es temporal y otras se convierten en crónica. Lo que sí se sabe es que la enfermedad afecta por igual a personas de todas las edades.

La inflamación se agrava con el reposo de la articulación, al contrario que lo que sucede en la artrosis, por lo que se hace difícil dormir por causa del dolor y al despertar es muy común tener las articulaciones afectadas muy doloridas y con dificultad de movimientos. Según a la cantidad de articulaciones a las que afecte, clasificamos la enfermedad como:

- Monoartritis: Afecta a 1 articulación.
- Oligoartritis : Afecta a 2 o 3 articulaciones
- Poliartitis: Afecta a 4 o más articulaciones.

De las más de 100 enfermedades que engloban esta enfermedad, las más comunes son: la gota, la artritis reumatoide, la espondilitis anquilosante o la artritis psoriática.

Hay muchos y diversos tratamientos para la artritis y se suelen combinar entre ellos, el paciente tiene que ir probando hasta dar con los tratamientos que mejor le funcionan en cada caso. Los diferenciamos en 3 grupos:

- Medidas básicas:
    - Reposo: Cuando el dolor es más intenso.
    - Ejercicio: Reduce el dolor y mantiene la articulación activa.
    - Frío-calor: El frío anestesia y mitiga el dolor mientras que el calor relaja los músculos.
    - Dispositivos de protección para el día a día.
  - Farmacológicas: Se utilizan multitud de fármacos según el tipo de artritis que se tenga, pero los más comunes son los antiinflamatorios y los analgésicos.
  - Cirugía: Sustitución de la articulación por una prótesis. Casi ningún caso acabará en cirugía pero en casos en los que los demás tratamientos no dan resultado y el paciente no puede desarrollar una vida normal se practica esta técnica.[11]
- **Fractura de cadera:** Es la rotura del hueso del fémur. Esta fractura es común en personas de avanzada edad con problemas de osteoporosis. La osteoporosis



fragiliza los huesos de tal forma que con caídas relativamente suaves se puede producir la fractura. En personas normales es necesaria un choque de mayor gravedad como un accidente de tráfico para que se produzca la fractura. Otros factores que fragilizan los huesos aparte de la osteoporosis son:

- Enfermedades metabólicas: osteomalacia, osteogénesis imperfecta, osteopetrosis y enfermedad de Paget.
- Cáncer de huesos.
- Infección de huesos.

La cadera se puede romper por diferentes puntos y de diferentes maneras, es importante diferenciar qué tipo de fractura se ha producido puesto que el tratamiento que se aplicará será uno u otro. Estos son los cuatro grandes grupos de fracturas:

- Fractura de la cabeza femoral: La fractura se produce en el extremo del fémur, en la bola. No suele ser muy común, sólo en golpes de mucha violencia, ver *Figura 14*.

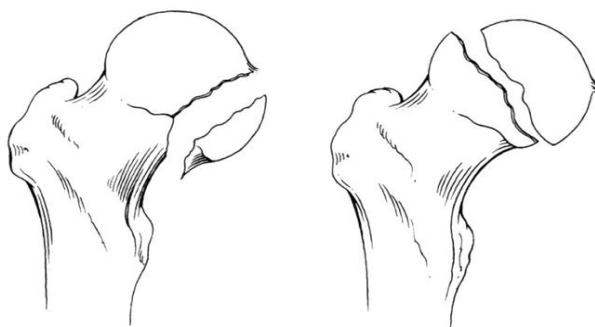


Fig. 14: Fractura cabeza femoral [50]

- Fractura intracapsular o de cuello femoral: Como se ve en la *Figura 15*, la rotura se produce en el cuello del fémur, entre el trocánter mayor y la cabeza (por eso es llamada también rotura subcapital). Es una fractura bastante común puesto que en el cuello se concentran muchas tensiones. Esta fractura origina una falta de suministro en el flujo de sangre hacia la cabeza del fémur pudiendo ocasionar hasta necrosis.
- Fractura intertrocantérea: la fractura se hace efectiva entre el trocánter mayor y el trocánter menor, en la llamada línea intertrocantérica, ver *Figura 15*. Es la fractura que se da más a menudo.
- Fractura subtrocantérea: La fractura se da por en zonas inferiores al trocánter menor. Ver *Figura 15*.

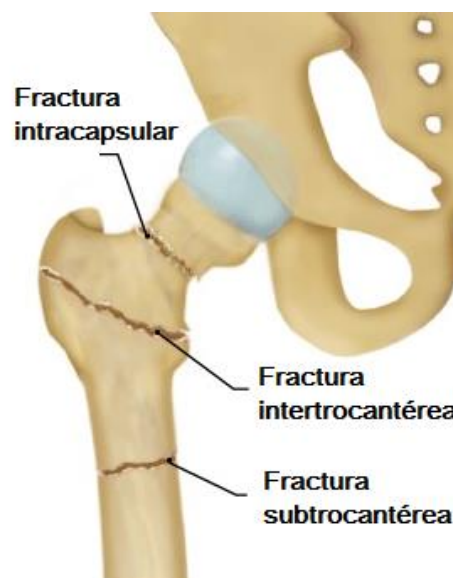


Fig. 15: Fracturas más comunes [51]

Hay fracturas múltiples, combinación de algunas de las fracturas anteriores que dejan el fémur dividido en varios trozos. Cada fractura es distinta porque influyen muchos condicionantes como el ángulo en que se propaga la fractura, si afecta a los ligamentos o si se ha desplazado. En este caso el médico debe analizar cuál es el tratamiento más adecuado para cada paciente. Cuando llega un paciente con una rotura de cadera, lo primero es asegurar la zona para evitar futuros daños. Una vez se conoce el alcance de la fractura se procede a intervenir quirúrgicamente, aunque en los casos en los que el paciente está terminal o no necesita la movilidad de sus extremidades inferiores no se realiza la intervención, solo se suministran fármacos que ayudan a sobrellevar el dolor hasta que la cadera suelde de manera natural. No se recomienda este tratamiento ya que suele dar resultados peores que la intervención.

Para ofrecer una visión global del tipo de intervención que se utiliza en función de la fractura, se van a exponer las intervenciones aplicables en cada caso si sólo hubiera que considerar una fractura.

- Fractura de cabeza femoral: La manera de actuar depende de lo grandes que sean los fragmentos de la cabeza o si se interponen en la articulación. Si los fragmentos son más pequeños de 1 cm<sup>2</sup> y no se interponen, se espera con el tratamiento conservador y no se realiza intervención. En cambio, si son más grandes o se interponen (impidiendo la movilidad del ligamento redondo), se realiza la intervención para recolocarlos y fijarlos con implantes tales como tornillos. Si hay necrosis, a veces es necesario la inserción de una prótesis de la cabeza del fémur. Se pueden ver varios ejemplos de intervenciones en la *Figura 16*.



Fig. 16: Distintas intervenciones ante rotura de cabeza femoral [52]

- Fractura de cuello femoral: Ante esta fractura lo primero que hay que asegurar es que no implique una necrosis avascular. Si es el caso, y el paciente es un paciente activo, se realizará una intervención para fijar internamente la cadera con tornillos sin hacer uso de prótesis. Si en cambio, el paciente corre riesgo de necrosis, o no es muy activo dada su avanzada edad, se realizará una artroplastia que es un reemplazo total o

parcial de la cadera por una prótesis. Ambas intervenciones están reflejadas en la *Figura 17*.

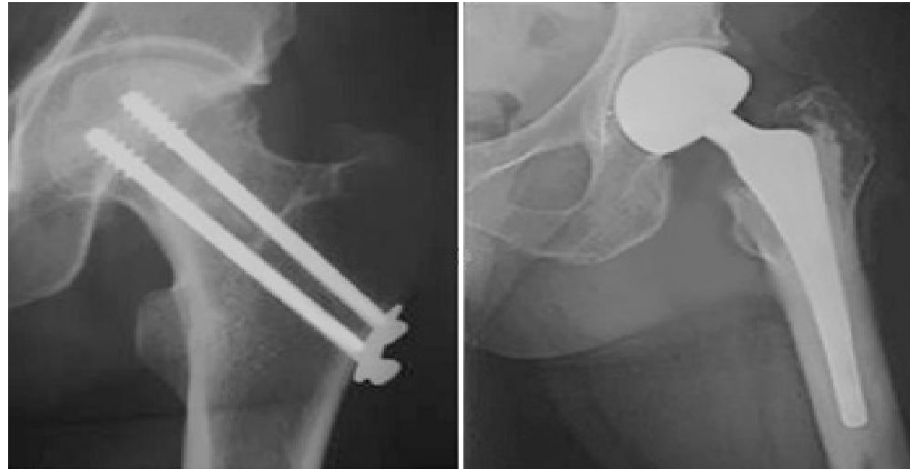


Fig. 17: Distintas intervenciones ante rotura de cuello femoral [53]

- Fractura intertrocanterica y subtrocanterica: En este tipo de fracturas influye mucho si la fractura es estable o inestable. Si la fractura es estable, se fija internamente mediante distintos métodos como el sistema DHS, que son placas de tornillo deslizante o la placa Gottfried (PCCP). En casos en los que la fractura es inestable, se fija internamente con mecanismos como el clavo PFN, placas DCS o placas condileas. En la *Figura 18* se ven varios de estos métodos. En los implantes inestables no siempre son aplicables estos métodos de fijación interna, por lo que puede ser necesaria la realización de una artroplastia total o parcial. [12] [13]



Fig. 18: Distintos mecanismos de fijación fracturas intertrocanterica y subtrocanterica [54]

## 2.2 La prótesis de cadera

Una prótesis de cadera es un dispositivo artificial que se utiliza para el remplazo total o parcial de la articulación de cadera. El remplazo puede ser necesario por cualquiera de las afecciones descritas anteriormente.

### 2.2.1 Historia de la prótesis de cadera

La cirugía de cadera es una de las que más ha avanzado a lo largo de la historia no sólo por el implante (diseño y materiales) en sí, sino también por los avances médicos que permiten facilitar la inserción de la prótesis en el paciente. La cronología de esta evolución es la siguiente: [7]

Los primeros intentos de intentos de remplazo de la articulación de cadera los llevo a cabo el alemán T. Gluck en 1891 al desarrollar un remplazo de la bola del fémur a partir de marfil.

Grooves hace uso por primera vez de la palabra “prótesis” en 1923 para hacer alusión a un remplazo articular. Su prótesis consistía en una bola metálica que simulaba la cabeza del fémur y que estaba en contacto directo con el hueco cotiloideo, como se ve en la *Figura 19*. Al rozar directamente con el acetábulo coxal, se producía una falta de riego sanguíneo y una consiguiente necrosis avascular. Además, la prótesis presentaba roturas al poco tiempo de uso que suponían la falla de la prótesis.

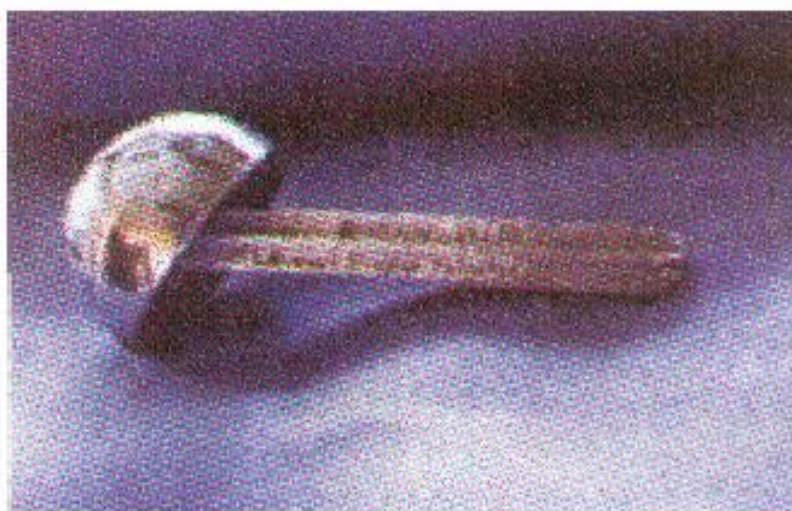


Fig. 19: Prótesis de Grooves [55]

Smith-Petersen implantó la primera prótesis diseñada de una aleación de metal en 1939. Los metales elegidos para la aleación fueron cromo y cobalto fue el comienzo de las prótesis tal y como se conocen hoy día.

El doctor Austin T. Moore realiza su primera artroplastia de cadera en la universidad John Hopkins Hospital en 1940. Esta prótesis estaba compuesta por una aleación de cobalto y cromo. Tenía la cabeza fija y el pie más largo que el modelo de Smith-Petersen, además estaba anclado con tornillos al fémur.



En 1952 Thompson creó una prótesis con un vástago más largo que los anteriores, para repartir mejor la carga (*Fig.20*). Era una buena idea, pero este modelo falló por la gran cantidad de material que poseía.

Posteriormente Austin T. Moore creó una nueva versión de su prótesis, la considerada “Austin Moore”. Esta prótesis tenía también un vástago muy largo y se caracterizaba por las ranuras que presenta longitudinalmente, las cuales disminuían la gran cantidad de material que era utilizado para este tipo de implantes y además facilitaba el agarre del hueso a la prótesis (*Fig. 20*).

Ambos modelos presentaban fallas tanto a la altura del vástago donde se producían fracturas, como a la altura acetabular, donde el implante apoyaba directamente ocasionando la fricción y rotura del hueso. Estas prótesis fueron introducidas en pacientes y la falla no tardaba en aparecer a los pocos años.

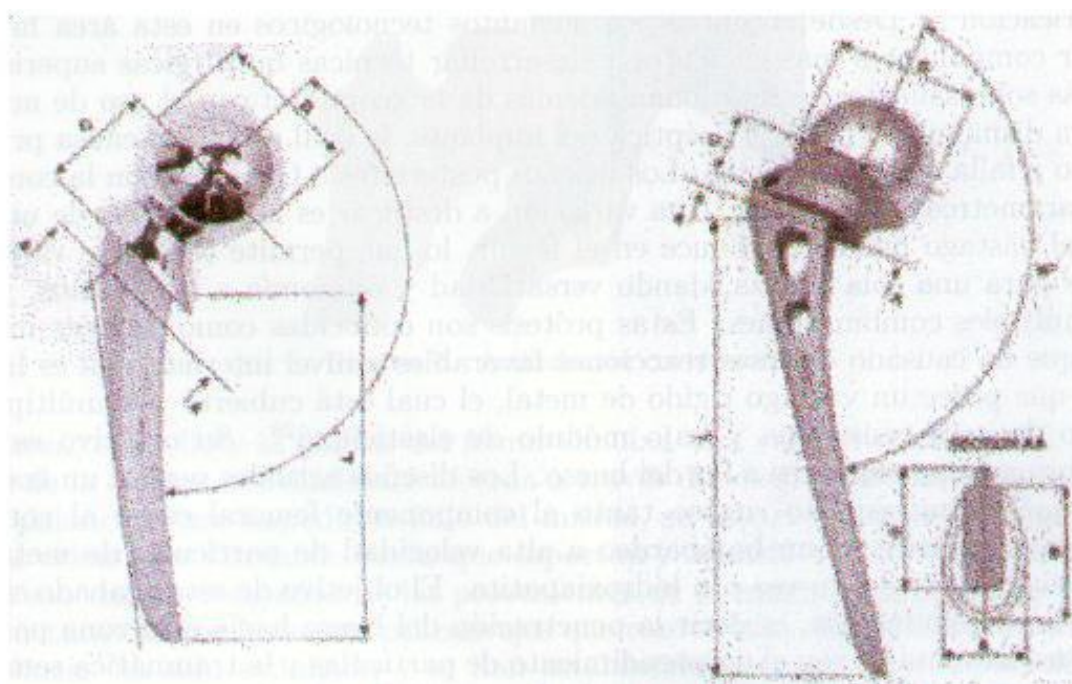


Fig. 20: Prótesis de Thompson (izq.) y de Moore (dcha.) [55]

El doctor San Baw, un cirujano birmano, utilizó en 1960 marfil para realizar implantes de sustitución de cadera con fracturas en el cuello del fémur. La primera intervención se realizó a un monje budista llamado Daw Puyna de 83 años. A lo largo de 20 años, Saw realizó más de 300 implantes de este tipo con una tasa de éxito de un 88%. También realizó un manuscrito llamado “Prótesis de cadera de marfil en las fracturas de cuello de fémur” el cual expuso en 1969 en la conferencia de ortopedia celebrada en Londres. Los pacientes intervenidos tenían edades muy diversas, y la mayor parte de ellos pudieron realizar una vida normal apenas dos semanas después de la intervención. Podían incluso correr o practicar deportes. Saw se decidió por utilizar el marfil como material por el elevado coste del metal en aquella época en su país además de las buenas propiedades biomecánicas que presenta el marfil como su afinidad a crear enlaces con los tejidos colindantes.

En la década de los 70 el implante de cadera como se conoce hoy día está altamente influenciado por John Charnley, un cirujano inglés que revolucionó la artroplastia de cadera (*Fig.21*). Él dividía la prótesis en 3 partes:

- Una pieza de acero inoxidable enteriza de vástago-cabeza.
- Teflón, el cual iba entre la prótesis y el hueso para evitar el contacto directo y se adhería perfectamente a ambas superficies.
- PMMA, cemento óseo, para lograr una mayor fijación.

La mayor ventaja que presentaba este modelo es que la parte de metal de la prótesis no estaba en contacto directo con el cotilo de la cadera, evitando así las fracturas en el hueso coxal como sucedía hasta entonces. Por esto, la prótesis de Charnley recibe el nombre de artroplastia de baja fricción. En 1967, decidió sustituir el teflón por polietileno de alta densidad (UHMWPE) que tiene mejores propiedades biomecánicas y se comporta mejor a desgaste. La artroplastia de baja fricción ha sido la más utilizada en el mundo y estas prótesis han servido de base para la mayor parte de los implantes de cadera modernos.

Desde entonces, las técnicas modernas y adelantos científicos han permitido realizar operaciones más precisas y con técnicas más depuradas. Los cambios al modelo inicial más significativos han sido en la geometría, donde se ha buscado evitar la pérdida aséptica del implante (primera causa de aflojamiento de implantes).

También surgieron variaciones en las que la cabeza estaba separada del vástago permitiendo utilizar distintas cabezas para diferentes vástagos y aumentando de esta manera las opciones al cirujano a la hora de realizar la artroplastia. A estos implantes se les llamaron implantes modulares.



Fig. 21: Prótesis de Charnley [55]

Los modelos actuales presentan una capa rugosa en el exterior, tanto la componente femoral como la acetabular. Para lograr esto, se bombardea la prótesis con átomos de metal para crear esta rugosidad, posteriormente se recubre el vástago de un material afín a los tejidos humanos como es la hidroxiapatita. Esto se realiza para que la osteoinducción sea más fácil, de manera que el hueso penetre mejor en la prótesis evitando holguras que produzcan la falla. Lo malo de este método, es lo dolorosa que es la revisión del implante para los pacientes dada su alta adhesión al hueso. [7]

### 2.2.2 Partes y tipos de prótesis de cadera

Una prótesis para el remplazo total de cadera está compuesta de varias partes, las cuales se pueden diferenciar en la *Figura 22*: [14]

- Anclado al fémur: aquí encontramos el vástago, cuello y la esfera. El vástago se ancla al fémur gracias a que la superficie es rugosa y a la adición de hidroxipatita la cual ayuda a la osteo-integración. También hay otros casos en los que se añaden cementos especiales entre el vástago y el hueso. Estas tres partes suelen estar fabricadas de una sola pieza y de un mismo material, generalmente una aleación metálica.
- Anclado al acetábulo: Lo forman 2 componentes el cotilo y el acetábulo. El cotilo está anclado de diversas formas en la cavidad cotiloidea, su material suele ser similar a la del vástago, aunque pueden estar fabricados de diferentes aleaciones. El acetábulo está fabricado de plástico de alta densidad con baja fricción, generalmente polietileno UHMWPE

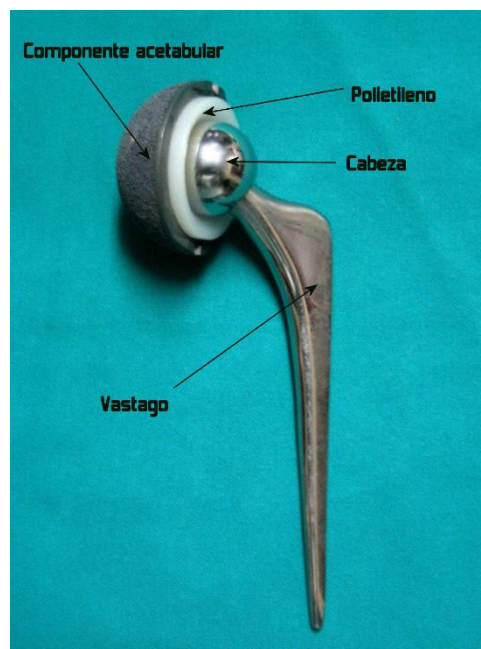


Fig. 22: Partes de una prótesis [56]

Hay una multitud de tipos de prótesis de cadera diferentes que se adaptan a las necesidades de cada paciente. Existen muchos factores a tener en cuenta a la hora de elegir el tipo de prótesis que se necesita, entre estos factores se encuentran: la edad, tipo de fractura o afección, actividad física o sexo [15].

Las prótesis de cadera se pueden clasificar en función de diversos criterios.

#### 2.2.2.1 Según los componentes de la prótesis

Se diferencian tres tipos de prótesis:

- Prótesis total de cadera convencional: como la expuesta anteriormente.

- Prótesis de vástago corto: También llamado vástago metafisiario, estas prótesis permiten mayor preservación ósea que las convencionales, ver *Figura 23*. Sus resultados a corto plazo son magníficos (llegando a un 98, 2 % de éxito) pero todavía se desconocen sus resultados a largo plazo aunque todo parece indicar que son una alternativa segura. En casos en donde el paciente es joven, se suelen utilizar prótesis de vástago corto o prótesis de superficie. [16]



Fig. 23: Diferencia de invasión ósea entre la prótesis de vástago corto y la tradicional [57]

- Prótesis de superficie (Resurfacing): Sólo se implanta la superficie del cotilo y la cabeza del fémur (ver *Figura 24*), de esta manera no hay que remover tanta superficie ósea y la cirugía que se efectúa es menos agresiva. El principal inconveniente de estas prótesis es el par de fricción metal-metal que puede producir dolor e inflamación en la zona e incluso liberación de iones tóxicos. Por ello, se desconocen todavía sus efectos a largo plazo. Es empleada para casos donde la zona perjudicada sea exclusivamente la cabeza del fémur. [17]



Fig. 24: Prótesis de superficie [58]

#### 2.2.2.2 Según el tipo de intervención a realizar

Según este criterio, se pueden encontrar dos tipos diferentes de prótesis: prótesis primarias y prótesis de revisión. Las primarias son las que se emplean en la primera intervención, posteriormente si éstas se rompen o generan problemas al paciente son sustituidas por prótesis de revisión que a su vez pueden ser sustituidas con posterioridad. Habitualmente, las prótesis de revisión son cada vez más grandes con cada intervención porque la prótesis desgasta el tejido óseo haciendo necesario un implante de mayor tamaño.



### 2.2.2.3 Según la forma de anclaje en el hueso

El anclaje entre la prótesis y el hueso puede ser de dos tipos: cementado y sin cementar. En función de que el vástago o el cotilo se cementan o no, se clasifica la prótesis en un grupo u otro, llegando a encontrar 3 configuraciones diferentes:

- Prótesis total de cadera cementada[18] : Vástago y cotilo cementados
- Prótesis total de cadera no cementada [19]: Vástago y cotilo no cementados.
- Prótesis total de cadera híbrida [20]: Vástago cementado y cotilo no comentado o viceversa.

La prótesis total de cadera cementada es una técnica segura y fácilmente reproducible, con una elevada tasa de éxito (90% de éxito a 20 años). La cementación consiste en introducir entre la prótesis y el hueso una capa de cemento, compuesto por polimetilmetacrilato (PMMA), que fija la prótesis como se puede ver en la *Figura 25*. La capa de cemento ronda el espesor de 1,5-2 mm y debe de llegar 1 cm por debajo de la punta de la prótesis para asegurar una buena fijación. Una vez hecha la cavidad femoral, se debe taponar el canal a la altura correspondiente y limpiarlo de fluidos para dejarlo completamente seco. Luego se introduce el cemento a presión con una pistola de presurización y finalmente se introduce el vástago con cuidado para que quede completamente centrado (dispositivos centradores). Para el componente acetabular, el procedimiento es muy parecido, se asegura que la zona de fijación esté limpia y seca y posteriormente se aplica una capa de cemento de 1,5-2 mm de espesor.

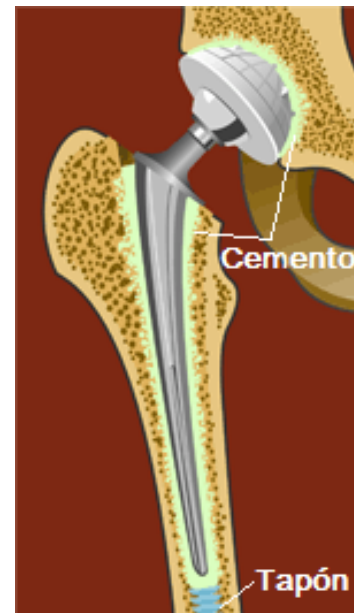


Fig. 25: Prótesis cementada [59]

Existen problemas derivados del uso del cemento que hay que tener en cuenta:

- Insuficiencia mecánica del cemento: el cemento tiene un módulo de elasticidad mucho menor que el de las aleaciones de la prótesis por lo que el constante movimiento de ésta puede provocar tensiones puntuales muy elevadas en el manto de cemento ocasionando fracturas.
- Mala polimerización: la afinidad que tienen los monómeros del cemento (que todavía no ha completado la polimerización) por tejidos vivos hace que éstos se disuelvan en estos tejidos sin permitir una polimerización completa.
- Toxicidad de los monómeros liberados.
- Necrosis entorno al cemento: ocasionada por la elevada temperatura que alcanza el cemento cuando polimeriza (más de 56°C) que unido a la liberación de monómeros tóxicos propicia que se formen zonas de necrosis en la médula ósea y en el hueso.
- Dilatación o encogimiento del cemento por polimerización que puede ocasionar grietas y aflojamientos.

La prótesis total de cadera no cementada es una técnica en la que no se usa cemento para la fijación del implante como se puede ver en la *Figura 26*. El material estándar para este tipo de implante es el titanio o una de sus aleaciones dado que es un material osteoinductivo (favorece el crecimiento del hueso entorno al implante). La estabilidad del vástago depende en primer lugar del posicionamiento ajustado dentro del fémur, y a largo plazo, del crecimiento del hueso entorno a la superficie rugosa del implante (osteointegración). La superficie del vástago es rugosa para aumentar la fricción entre hueso-implante aumentando así el ajuste de la prótesis. Otro mecanismo que mejora la estabilidad es el recubrimiento de la superficie del implante con materiales altamente osteoinductivos como la hidroxiapatita. En cuanto al componente acetabular, las copas acetabulares no cementadas de titanio son las que más se utilizan. Su estabilidad primaria depende de su perfecta colocación en el hueso y de la maximización del área de contacto con éste para repartir las cargas, además en ocasiones se le añaden tornillos o aletas para mejorarla, a largo plazo depende del grado de osteointegración al igual que sucede con los vástagos.

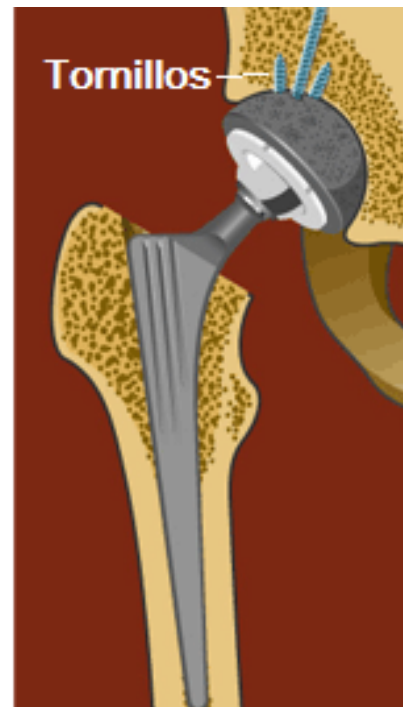


Fig. 26: Prótesis no cementada [59]

Las prótesis no cementadas presentan ventajas e inconvenientes frente a las cementadas:

- ✓ No requieren cemento.
- ✓ El anclaje se produce por osteoinducción.
- ✓ Segundas intervenciones son menos invasivas.
- ✓ No requieren la eliminación de tanto tejido óseo.
- ☒ Técnica más compleja.
- ☒ Accidentes preoperatorios más probables.
- ☒ El aflojamiento.
- ☒ No es una técnica utilizable en todos los casos (por ejemplo, pacientes de osteoporosis).
- ☒ Vástago más grande.
- ☒ Complejidad a la hora de sacar el implante en segundas intervenciones.

Siendo el coste de ambas técnicas bastante similar, los implantes no cementados se utilizan en pacientes con buena calidad de hueso, por eso en pacientes de avanzada edad o con algún tipo de complicación ósea se suelen utilizar implantes cementados.

La prótesis total de cadera híbrida es una combinación de componente cementada con componente no cementada. La utilización de estas prótesis es habitual cuando se realiza un implante en un paciente con huesos en mal estado y surgen complicaciones que obligan a cementar una de las partes. Normalmente se cementa la componente femoral y se deja sin cementar la acetabular, aunque existen casos en los que es al revés. Estos casos son llamados implantes híbridos invertidos. En la *Figura 27* se ve en primer lugar un implante de cadera híbrido y en segundo un implante de cadera híbrido invertido.

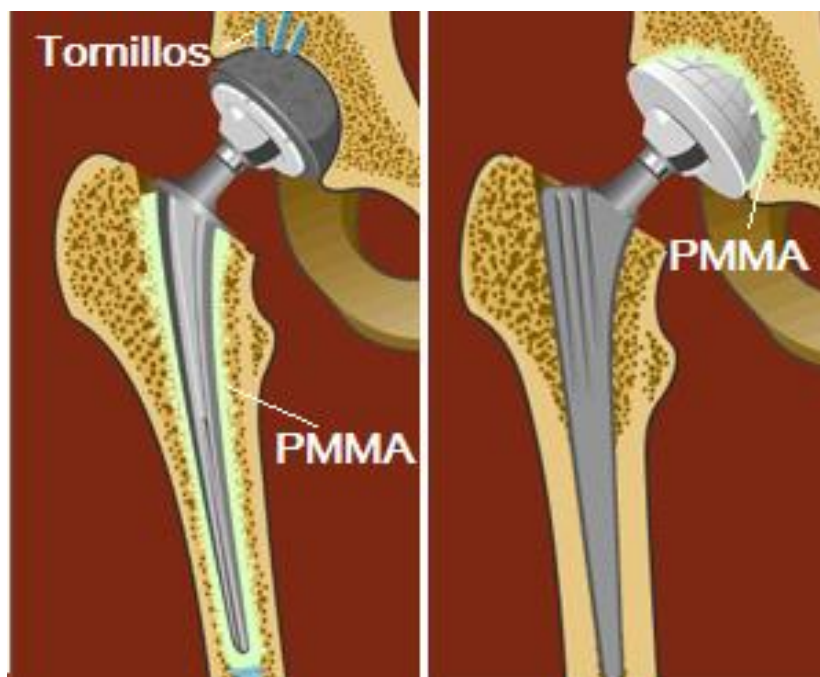


Fig. 27: Prótesis de cadera híbrida/híbrida invertida [59]

#### 2.2.2.4 Según la cantidad de hueso que se reemplaza

La prótesis total de cadera sustituye a la articulación de cadera por completo, tanto la componente acetabular, como la componente femoral. En cambio, la prótesis parcial de cadera [21] sólo reemplaza la mitad de la articulación, concretamente la componente femoral, como se ve en la *Figura 28*. La prótesis parcial de cadera es empleada habitualmente en pacientes con una rotura subcapital del fémur o con mucho desgaste en la cabeza femoral. La prótesis parcial más conocida es la de Austin–Moore.

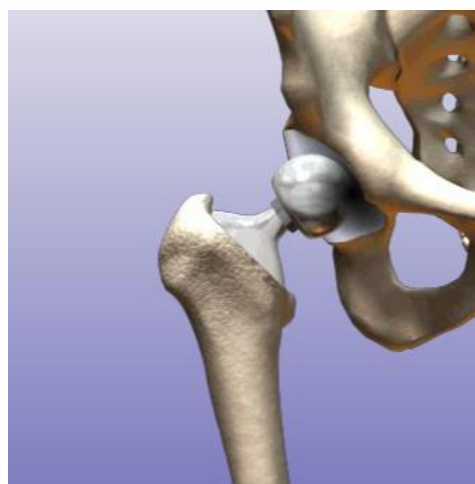


Fig. 28: Prótesis parcial de cadera [60]

### 2.2.2.5 Según los pares de fricción

Las dos superficies de contacto que están resistiéndose un movimiento relativo se denominan par de fricción. En lo referente a implantes de cadera, la fricción es algo muy a tener en cuenta debido a la gran cantidad de movimiento relativo que existe entre la componente femoral y la componente acetabular de los mismos. Tanto es así que se pueden clasificar los implantes según los pares de fricción que presenten. Estos son los pares de fricción más habituales en artroplastias de cadera:

- UHMWPE – METAL
- METAL – METAL
- CERÁMICA – CERÁMICA

Se hablará con mayor profundidad de las propiedades de estos materiales en el *Apartado 2.2.3* del proyecto. El principal reto en lo referente a la fricción en una cadera es el de conseguir el rozamiento necesario para que se produzca el movimiento pero minimizando el desgaste que produce. La fuerza de rozamiento que se produce es el resultado de la conocida fórmula:  $F = \mu \cdot N$ . El coeficiente de rozamiento ( $\mu$ ) es un valor obtenido experimentalmente para cada par de fricción y nunca es un valor fijo, sino que oscila entre unos valores. La fuerza normal ( $N$ ) que se presenta en las superficies de contacto es la suma del peso corporal, el momento abductor y la fuerza de reacción de los músculos ante la abducción.

Una buena forma de disminuir el coeficiente de fricción es una buena lubricación de las superficies. El lubricante, el líquido sinovial, es generado por el cuerpo de forma natural, y ayudado del movimiento articular puede repartirse por toda la superficie de contacto.

En la *Tabla 6* se pueden ver los coeficientes de fricción y las condiciones de lubricación óptimas para diferentes pares de fricción. [22]

Par de fricción	Coeficiente de rozamiento - $\mu$	Régimen de lubricación	Espesor mínimo de película ( $\mu\text{m}$ )	Rugosidad media de cada superficie en contacto ( $\mu\text{m}$ )
UHMWPE - METAL	0,06 – 0,08	Capa límite a mixto	83	0,08 - 1,7
METAL - METAL	0,22 – 0,27	Mixto a película lubricante	36	1,3 - 2,6
CERÁMICA-CERÁMICA	0,002 – 0,07	Película lubricante	24	7

Tabla 6: Coeficientes de rozamiento y regímenes de lubricación para los distintos pares de fricción [61]

### 2.2.2.6 Según las partes a montar durante la operación

Según este criterio se pueden diferenciar dos tipos de cadera: las no modulares y las modulares. Las más utilizadas son las modulares dado que permiten al cirujano elegir entre unas piezas u otras que conforman el implante de tal forma que consigue que se adapte con más exactitud a los requerimientos de cada paciente. Son especialmente útiles en casos donde el paciente sufre alteraciones en la forma del hueso. Esta

adaptabilidad se consigue gracias a que se puede elegir entre distintos tamaños de cabeza femoral o longitud de vástago y, además, agregar algún segmento extra si fuera necesario consiguiendo así que el abanico de posibilidades sea enorme. En cambio, las no modulares están formadas por una sola pieza inmodificable.

En la *Figura 29* se puede ver un ejemplo de vástagos modulares. No sólo los vástagos pueden ser modulares sino que los cotilos también pueden serlo, de hecho el cotilo más frecuente es el modulable sin cementar. Se puede apreciar un ejemplo de cotilo modulable en la *Figura 30*.



Fig. 29: Vástago modular MRP-TITÁN [62]



Fig. 30: Cotilo de revisión modular MRS [63]

### 2.2.3 Biomateriales utilizados en implantes de cadera

¿Qué es un biomaterial? Según la RAE: “*Material tolerado por el organismo, utilizado para prótesis y otros fines*”. Y en efecto, un biomaterial es un material no biológico cuyo fin es el de estar en contacto con un organismo vivo sin perder propiedades mecánicas.

Se pueden hacer muchas clasificaciones de los biomateriales, éstas son algunas de las más comunes [23]:

- Según dónde se ubique el biomaterial: *Intracorpórea* o *extracorpórea*.
- Según duración en el cuerpo: *temporal* o *permanente*.
- Según su función: de *tratamiento*, destinados al *soporte* o de *diagnóstico*.

-Otros: *biomateriales inteligentes*, capaces de recibir e interpretar las señales en un entorno biológico; *biomateriales híbridos*, los cuales contienen algunas células vivas; *biomateriales medicamentos*, que tienen drogas para calmar el dolor.

Antiguamente se consideraba que los materiales inertes implantados no causaban reacción alguna con el entorno, pero poco a poco con la experimentación se ha visto que cualquier material que se implante en un ser vivo tiene una reacción biológica con el mismo aunque esta sea lenta y despreciable a corto plazo.

Para que la elección de un biomaterial sea la adecuada se deben tener en cuenta cuatro características: propiedades mecánicas, capacidad del material para adoptar la forma requerida, biocompatibilidad y bioestabilidad con el entorno.

En el remplazo de una articulación de cadera se necesita un material con una rigidez elevada (como es la de los huesos) y además con resistencia a fatiga, que es el principal causante de fallas en este tipo de prótesis. Hoy día, gracias a las técnicas tan avanzadas de fabricación actuales, se puede conseguir crear todo tipo de formas con cualquier material por lo que la capacidad del material a adoptar una forma no supone un problema. En cambio hay que fijarse en las propiedades que presentan con determinadas formas y el coste que supone darle esta forma según el material. Además, se busca que los materiales utilizados sean compatibles a largo plazo, o lo que es lo mismo que sean biocompatibles y bioestables. Un material será así considerado siempre que:

- No sea tóxico.
- No cause reacción alérgica.
- No ocasione respuesta inmunológica.
- Degradación no tóxica y que pueda ser absorbida por el cuerpo.
- No sea cancerígeno ni los productos que se generan al degradarse.
- Que la reacción con el individuo propicie una fuerte unión entre la prótesis y el tejido en zonas donde se requiera (bioactivos).

La comunidad científica todavía no ha llegado a crear una norma con los ensayos a realizar que pueda asegurar completamente la biocompatibilidad del material. Este campo es muy complejo puesto que depende de una gran cantidad de factores tales como la interacción del material con el tejido, el grado de utilización o la duración del implante. Hoy por hoy, se utilizan algunos ensayos experimentales que permiten hacerse una idea de la compatibilidad parcial del material.

Los biomateriales es un campo multidisciplinar que aúna varios sectores de conocimiento como son las ciencias biomédicas, las ciencias básicas, la ingeniería y las especialidades médicas. Para el avance de estos materiales el estudio debe ser interdisciplinar y es necesaria la colaboración y diálogo claro entre todos estos ámbitos del conocimiento.

Un biomaterial puede estar compuesto de metales, polímeros o cerámicos. Actualmente, los más empleados son los metales puesto que nos permiten crear



aleaciones con propiedades que se ajusten en cada momento a los requerimientos oportunos.

Para prótesis de cadera se combinan aleaciones metálicas con otro tipo de biomateriales como cerámicos o poliméricos debido a las características que cada uno puede aportar en cada caso. En la *Tabla 7* se ven algunos ejemplos de esta combinación de biomateriales para prótesis de cadera. [24] [25]

DISEÑO	VÁSTAGO	BOLA	ACETÁBULO
McKee-Farrar	CoCrMo colado	CoCrMo colado	CoCrMo colado
Charnley	FeCrNiMo forjado	FeCrNiMo forjado	Polímero
STH (Sarmiento)	Ti6Al4V forjado	Ti6Al4V forjado	Polímero
Lord	CoCrMo colado	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> sinterizado	Polímero
Mueller-Weber-Weber-Stuehmer	CoNiCrMo forjado	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> sinterizado	Polímero
Boutin	Ti6Al4V forjado	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> sinterizado	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> sinterizado
Mittelmeier	CoCrMo colado		
Harris	CoCrMo forjado		
Stanmore	Ti6Al4V forjado		

Tabla 7: Combinación de diferentes tipos de materiales implantados en algunas [64]

### 2.2.3.1 Biomateriales metálicos

Presentan buenas propiedades en comparación a los materiales cerámicos o polímeros. No todos los materiales metálicos pueden ser implantados en un ser vivo, dado que no presentan compatibilidad o resistencia a corrosión. Los metales que mejor se adaptan a estas condiciones son aceros inoxidables, aleaciones cobalto-cromo o aleaciones de titanio. La aleación más empleada es la Ti-6Al-4V.

En la siguiente tabla (*Tabla 8*) se muestran los metales más comunes:

MATERIAL	COMPOSICIÓN	CONDICION
Ac. Inox. Austenítico AISI 316	Fe-18Cr-14Ni-3Mo	Forjado
AISI 316 LVM	Fe-21Cr-9Ni-4Mn-3Mo-Nb-N.	Forjado
Aleaciones Cromo-Cobalto.	Co-28Cr-6Mo	Colado
	Co-28Cr-6Mo	Forjado
	Co-28Cr-6Mo	Pulvimetalurgia
	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Forjado
Titanio comercialmente puro	Ti (> 99.9)	Forjado
Aleaciones de Titanio	Ti-6Al-4V	Forjado
	Ti-3Al-2.5V	Forjado
	Ti-6Al-7Nb	Forjado

Tabla 8: Metales y aleaciones más comunes [64]

La composición de las aleaciones está definida con normas nacionales e internacionales que aseguran su integridad a largo plazo. El método de obtención de los implantes también depende de la función de éstos y de las propiedades que se quieran conseguir. Se utilizan tres técnicas: el forjado, el colado y la pulvimetalurgia. No es lo mismo la

resistencia que aporta un forjado a la que aporta un colado, pero es más fácil conseguir formas complejas con el segundo método. La pulvimetalurgia consiste en la agrupación de partículas en forma de polvo de la aleación que son compactadas con la forma deseada y sinterizadas, es una técnica donde se obtienen piezas con microestructuras muy homogéneas.

### Aceros inoxidables

El acero inoxidable forjado con una microestructura austenítica es la aleación más utilizada en prótesis. El cromo es el que forma la película alrededor del metal para protegerlo antes la corrosión del medio y el níquel es el que le aporta resistencia. Ambos forman al menos el 23 % de la aleación.

Los aceros inoxidables se utilizan mucho en el campo de la medicina tanto para prótesis como elementos temporales como clavos, fijaciones o tornillos. La aleación 316 L es la que tiene mayor resistencia a la corrosión, sus propiedades aparecen en la *Tabla 9*.

MATERIAL	$\sigma_0$ (MPa)	$\sigma$ (MPa)	Elongación
Acero inoxidable 316L Forjado	690	860	12
Ac. Inoxidable 316L Forjado + Recocido	195	505	40

Tabla 9: Propiedades de aceros inoxidables con diferentes estructuras [64]

### Aleaciones cromo – cobalto

Están formadas principalmente por cobalto en un 65 % y por cromo en un 35 %, además se le añaden otros elementos en mucha menor proporción para aportarle mejores propiedades. Principalmente se pueden dividir en dos grupos: las aleaciones forjadas CoNiCrMo y las moldeables CoCrMo. Con la adición de Mo se consigue que el grano de la aleación sea más pequeño ocasionando que la aleación tenga mayor resistencia. En la *Tabla 10* se muestran las propiedades de estas aleaciones.

Las aleaciones forjadas son más resistentes debido a que en el proceso de forjado se estiran sus granos modificando su microestructura. Se debe tener en cuenta que estas aleaciones expulsan níquel a un ritmo más alto que los aceros inoxidables, lo que puede suponer un problema si el paciente es alérgico a esta sustancia.

MATERIAL	$\sigma_0$ (MPa)	$\sigma$ (MPa)	Elongación
CoCrMo Colado	450	655	8
CoCrNiMo Forjado	1580	1790	8
CoCrNiMo Forjado + Recocido	276	600	50
CoCrNiMo WFe Forjado	1172	1310	12

Tabla 10: Propiedades de aleaciones cromo-cobalto [64]

### Aleaciones de Titanio

Se puede encontrar titanio de diferentes grados normalizados para implantes en función de su pureza. Cuantas más impurezas tenga el material en los huecos intersticiales mejores propiedades mecánicas tendrá el titanio. El grado 4 es el que más impurezas



tiene, siendo el 1 el más puro. En la *Tabla 11* se pueden ver las propiedades del titanio en función de su grado.

En función del tratamiento térmico que se les dé, las aleaciones de titanio se presentan con diferente microestructura. Desde estructura hexagonal compacta (fase  $\alpha$ ) hasta estructura cristalina con placas de martensita si es enfriado rápidamente (fase  $\alpha'$ ).

La principal ventaja de estas aleaciones frente a las otras es su módulo de elasticidad (110GPa), que se acerca mucho más al módulo de elasticidad del hueso (20 GPa) que las otras aleaciones con un módulo por encima de 200 GPa. Esto supone un mejor comportamiento a deformación elástica.

Grado	Resistencia máxima (MPa)	Límite elástico (MPa)	Alargamiento (%)	Reducción área (%)
1	240	170	24	30
2	345	275	20	30
3	450	380	18	30
4	550	483	15	25

Tabla 11: Propiedades titanio en función del grado [64]

La aleación Ti6Al4V es la más utilizada en el ámbito médico debido a sus buenas propiedades mecánicas, biocompatibilidad y excelente resistencia a corrosión. Además, permite modificar sus propiedades en función del tratamiento térmico que se le aplique y gracias a su microestructura ("mill annealed") las grietas por fatiga se propagan muy mal. La única pega a este material es la baja resistencia a desgaste que se solventa con la adición de otras aleaciones, en el caso de las prótesis de cadera, se le añade óxido de aluminio. [26]

### 2.2.3.2 Biomateriales cerámicos

Los biomateriales cerámicos son una buena opción para el uso en implantes debido a su alta biocompatibilidad. Tienen una elevada dureza, una alta resistencia a compresión y al desgaste, y su resistencia al calor y a la corrosión es más elevada que la de otros biomateriales. Además de una densidad menor que casi todas las aleaciones metálicas y un precio razonablemente bajo. Pero también presentan desventajas como su elevada fragilidad y su poca resistencia a tracción, flexión o cizalladura.

En función de su actividad biológica se pueden clasificar en:

- Bioinertes (Alúmina y Circona)
- Bioactivos (Hidroxiapatita, biovidrio, biovitrocerámicas)
- Reabsorbibles (Fosfato de calcio)

Se explicará con más detalle las biocerámicas más utilizadas en el ámbito de los implantes.

### Alúmina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>)

Se emplea principalmente para la sustitución de cabezas femorales y codos (rozamiento alúmina- alúmina). Destaca por su dureza, baja fricción, buena lubricación (debido a su alta mojabilidad) y gran resistencia a corrosión.

Es muy rígido, con un módulo de elasticidad de 380 GPa y como todos los cerámicos tiene alta resistencia a compresión pero muy baja a tracción siendo un material muy frágil que tiende a romperse.

El par de fricción alúmina- alúmina se desgasta hasta 10 veces menos que el par polietileno- metal y su dureza es hasta 40 veces más grande que la de una aleación de cromo – cobalto.

### Zirconia

El circonio (Zr) es un material bastante abundante en la corteza terrestre y se empezó a utilizar en las prótesis de cadera en los años 60. Este elemento es muy inestable y para su estabilización se han empleado diversas adiciones como MgO o CaO. La adición de Yttrio es la que ha obtenido mejores propiedades biomecánicas, dando como resultado la Y-TZP (Zirconia policristalina tetragonal estabilizada con Yttrio) que es la única que se utiliza actualmente en la medicina.

Sólo es utilizada para cabezas femorales al igual que la alúmina pero en este caso el par con menos fricción es el que forma con el codo de polietileno, siendo los pares Zirconia - Alúmina o Zirconia - Zirconia bastante peores.

Se continúa con el estudio de este elemento dado que se cree que podrá ser utilizado con mucho mayor rendimiento en un futuro.

### Cerámicas de fosfato de calcio

Son las cerámicas más importantes dado que sus propiedades tanto biológicas como químicas se asemejan mucho a las de los huesos por lo que es posible la unión química entre ambos. De hecho, el hueso está formado por estos fosfatos de calcio, siendo su composición de: 24 % agua, 34% fibras de colágeno y 42% cristales de fosfato de calcio.

Son materiales altamente biocompatibles y destacan por su bioactividad, que permite el enlace hueso – fosfato directamente sin interposición de fibras. En la *Tabla 12* se muestran los fosfatos de calcio empleados en el ámbito médico, siendo la hidroxiapatita el más desarrollado.

Nombre	Abreviatura	Proporción calcio/ fósforo
Fosfato tetracálcico	TTCP	2.0
Hidroxiapatita	HA	1.67
Fosfato tricálcico	TCP	1.5
Fosfato Octacálcico	OCP	1.33
Fosfato dicálcico	DCP	1.0

Tabla 12: Fosfatos de calcio [65]

Se puede hablar de estas cerámicas como osteoconductoras, que quiere decir que su estructura permite el crecimiento del hueso y lo soporta. Esto es gracias a la porosidad del material, que determina la capacidad de integración entre el hueso y el implante. La porosidad facilita el crecimiento de los mamelones vasculares y permite el intercambio de fluidos. Se utilizan diversos métodos para crear la porosidad suficiente en el material pero sin pasarse ya que cuantos más poros, más frágil y peores propiedades mecánicas tiene el material.

Estas cerámicas son empleadas como sustitutos óseos sobretodo en odontología aunque también son usadas en reparación de defectos óseos o fusión vertebral. En comparación con un injerto, éstas ofrecen rendimiento ilimitado a precio más bajo.

Los fosfatos ACP, DCPD y TTCP son utilizados como cementos óseos para prótesis donde se requiera asegurar el implante al hueso.

La hidroxiapatita se usa para recubrir los implantes de tal forma que sea la esta la que esté en contacto con el medio asegurando que la reacción hueso-implante sea la idónea (ver Fig.31). Esta técnica ofrece muchas ventajas dado que por un lado se aprovecha las propiedades mecánicas de materiales metálicos en el núcleo y por otro, la capacidad de integración con el hueso de la hidroxiapatita. La adhesión de la cerámica al metal se hace por diferentes métodos, pero sólo está aceptado para implantes médicos el método por "chorro de plasma", cuyo proceso se puede apreciar en la Figura 32. [27]



Fig. 31: Prótesis recubierta con hidroxiapatita [66]

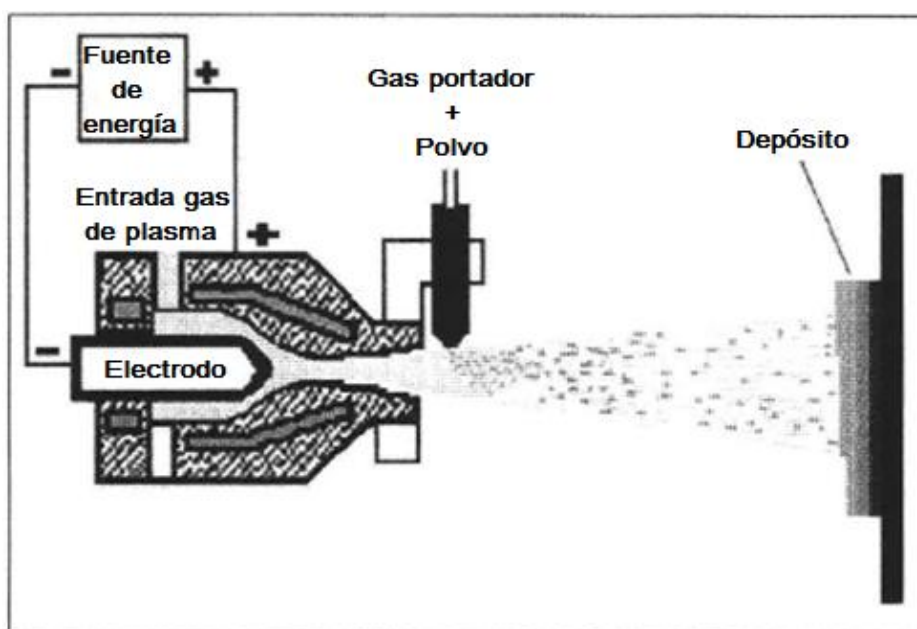


Fig. 32: Esquema del proceso de cobertura por "Chorro de plasma" [67]

### 2.2.3.3 Biomateriales poliméricos

Los polímeros están compuestos de largas cadenas de unidades básicas repetidas que pueden llegar a alcanzar altos pesos moleculares. Sus posibilidades son muy extensas dado su gran biocompatibilidad. Tienen multitud de usos médicos:

- Se emplean en puntos de fricción de implantes
- Uso de cemento óseo para la sujeción de implantes
- Reconstrucción de huesos
- Sustitución o aumento de tejidos blandos

#### Silicona

Es un polímero muy estable y muy poco tóxico, considerado inerte con el cuerpo humano. Se usa principalmente en operaciones estéticas aunque también tiene otros usos como la reparación de tendones o de articulaciones.

La silicona en estado líquido ha sido condenada por la FDA ("Food and Drug Administration") como tóxica porque se ha demostrado con la experiencia que causa muchos efectos adversos en el cuerpo humano.

#### Polimetacrilato

El polimetacrilato o PMMA es un polímero de alta densidad molecular que se emplea en el remplazo de huesos y como cemento óseo para la fijación de implantes. Principalmente, se usa en craneoplastias dado que el cráneo es un hueso donde no hay esfuerzos ni movilidad elevados y la resistencia del PMMA es lo suficientemente alta.

La polimerización del material es un proceso donde se añade metacrilato monómero líquido a partículas de polimetacrilato sólidas además de otras partículas como sulfato de bario e hidróxido de calcio.

Las complicaciones vienen a la hora de implantarlo, puesto que si se quiere obtener una adhesión perfecta entre el hueso y el material, éste debe polimerizar y pasar de líquido a sólido sobre el hueso y este proceso libera grandes cantidades de calor lo que puede ser perjudicial para el hueso.

#### Poliésteres

Se puede diferenciar entre dos tipos de poliésteres, los biodegradables y los no biodegradables. Dentro de los no biodegradables se encuentra el drácon, que es un material biocompatible, flexible y no absorbible. Éste es usado para suturas, para remplazos arteriales y para cirugías nasales.

En el grupo de los biodegradables encontramos la poliglicolida (PGA) y el poliácido láctico (PLLA). Estos polímeros son susceptibles a la hidrólisis y en unos meses se degradan y desaparecen del cuerpo. Son usados para la creación de matrices craneales, matrices de cartílago y suturas internas.

### Poliámidas

Las poliámidas están formadas por largas cadenas de amidas que se entrecruzan entre ellas y tienen gran facilidad de crear fibras. Destaca el nylon cuyas propiedades dependen de la longitud y distribución de las cadenas y es utilizado para suturas.

### Polietileno

Es un material inerte con una alta biocompatibilidad. Sus propiedades varían en función de la longitud de sus cadenas (formadas con la repetición del grupo  $-(CH_2-CH_2)_n-$ ) y su densidad. Propiedades como la dureza, resistencia de tensiones o la resistencia química aumenta conforme aumenta la densidad del polietileno, siendo el polietileno de ultra-peso molecular (UHMWPE) el más resistente.

El polietileno de ultra-peso molecular es empleado en prótesis donde sea necesario reducir la fricción, puesto que el par de rozamiento del metal con este material es muy bajo y no genera casi problemas. En la *Figura 33* se ven 2 acetábulos de polietileno para una articulación de cadera. También es empleado para otras articulaciones como rodillas u hombros.



Fig. 33: Acetábulos de polietileno [56]

### Polipropileno

Es un polímero lineal termoplástico, con buena resistencia a tracción y flexión, además es uno de los materiales más inertes utilizados en cirugía. Se utiliza para reparar defectos en la fascia abdominal y también en prótesis de manos como elemento que permite el giro de los dedos.

### Cianoacrilatos

Los cianoacrilatos son un material polimérico que destaca por su rápida polimerización y su biodegradación. Son muy útiles para la adhesión de tejidos vivos, ya que crean

una unión fuerte y duradera entre cualquier tejido humano, especialmente si tiene alto contenido en proteínas como la piel o los tendones. También se ha demostrado que es capaz de evitar la inclusión de bacterias en la herida que están protegiendo siempre y cuando la película de adhesivo esté intacta.

### Polímeros fluocarbonados

El único polímero que presenta interés médico aquí es el politetrafluoretileno (PTFE) al que se le llama usualmente teflón. Su cadena es parecida a la del polietileno, solo que en este caso los hidrógenos son sustituidos por flúor, quedando la cadena de la siguiente manera:  $-(CF_2-CF_2)-$ . Es un material inerte, altamente biocompatible y tiene un coeficiente de fricción bajísimo por lo que es frecuentemente utilizado para zonas de contacto al igual que el polietileno. La sinterización del teflón se hace a partir del gas de tetrafluoretileno a alta presión y temperatura. [28]



### 3 Normativa aplicable a las prótesis de cadera: ISO 7206

La norma ISO a la que están sujetos los implantes de cadera es la ISO 7206: “Implants for surgery – Partial and total hip joint prostheses”. Esta norma está compuesta por siguientes apartados:

- Part 1: “Classification and designation of dimensions”.
- Part 2: “Articulating surfaces made of metallic, ceramic and plastics materials”.
- Part 4: “Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components”.
- Part 6: “Determination of endurance properties of head and neck region of stemmed femoral components”.
- Part 8: “Endurance performance of stemmed femoral components with application of torsion”.
- Part 10: “Determination of resistance to static load of modular femoral heads”.

Siendo los de mayor interés para el análisis de resistencia del caso de estudio el 1, 4, 6 y 10. Todos ellos han sido facilitados por la biblioteca y el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad Carlos III de Madrid

En el primer apartado de la norma, el 7206–1: “Classification and designation of dimensions” aparece una clasificación de las prótesis en función de si son primarias o revisión, cementadas o no cementadas, etc. Es un apartado descriptivo en el que aparecen definiciones de todos los componentes de las prótesis muy útiles a la hora de aplicar los siguientes apartados de la norma.

En el 7206 – 4: “Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components” se detalla el análisis a fatiga que debe superar una prótesis para poder ser considerada válida. En la norma aparecen una serie de condiciones de contorno u otras en función de las características de la prótesis. En este análisis se embebe una parte del vástago en un medio que no se rompa y no se deforme excesivamente, y posteriormente se le aplica una carga en la cabeza durante 5 millones de ciclos. El punto de aplicación de la carga es el que intersecta una recta perpendicular al centro de la esfera de la cabeza femoral con la superficie superior de la misma. A los 300 ciclos se debe parar el ensayo para comprobar la desviación vertical, si el valor excede los parámetros que marca, se debe parar el ensayo para comprobar que el medio donde se introduce la prótesis la está sujetando correctamente.

En el 7206 – 6: “Determination of endurance properties of head and neck region of stemmed femoral components” se detalla otro análisis a fatiga sobre la prótesis, pero esta vez la mayor acumulación de tensión recae sobre el cuello del implante. Las condiciones de este análisis también varían en función de las características de la prótesis a estudio. Se embebe el vástago de la prótesis por completo en el medio que debe ser igual que el apartado anterior. La carga se aplica también en el mismo punto

de aplicación que en el apartado anterior siendo el número de ciclos de 10 millones. Además se detallan una serie de aparatos que hay que usar para el correcto desarrollo del ensayo.

En el 7206 – 10: “Determination of resistance to static load of modular femoral heads” se describen diversos ensayos a realizar a cabezas femorales para comprobar su resistencia. Una componente fundamental en las prótesis modulares es la cabeza femoral que recibe toda la carga de la cadera y la transmite al resto del implante. La mayor parte de los fallos en estos tipos de prótesis provienen de la conexión entre el cuello y la cabeza, por lo que para comprobar su resistencia en este apartado se detallan las condiciones de contorno y máquinas a utilizar en el laboratorio.

Como el caso que se va a estudiar tiene una componente femoral monobloque en el que la cabeza y el vástago están formados por una sola pieza, no procede aplicar el apartado 7206 – 10 puesto que la cabeza no forma una pieza de la prótesis en sí misma. Por tanto, para la validación de la prótesis a estudio se van a realizar los ensayos a fatiga que aparecen detallados en los apartados 4 y 6 de la norma ISO 7206. Las condiciones y resultados de los ensayos se detallarán en el *Apartado 5*.

## 4 Método de los elementos finitos MEF

### 4.1 Introducción al método de los elementos finitos

El Método de los Elementos Finitos (MEF) es una de las herramientas más potentes usadas en la actualidad para la resolución numérica de un gran número de problemas de ingeniería. En su origen, el MEF fue creado para resolver problemas estructurales básicos, pero poco a poco se fue implantando en otras áreas de la ingeniería como la aeroespacial, automovilística o energética. Cuanto mayor fue su implantación, mayor fue la necesidad de incrementar la capacidad del método, algunas de estas mejoras fueron: nuevos elementos en 2 y 3 dimensiones, integración para problemas no lineales, dinámicos implícitos y explícitos, aplicaciones térmicas, etc.

Dado el elevado número de cálculos necesarios, existen multitud de programas de ordenador que aplican el método los cuales permiten resolver problemas de gran complejidad.

El fundamento del método radica en la división del modelo real continuo en un número finito de pequeñas partes denominadas elementos. Estas partes están interconectadas entre sí por puntos denominados nodos. Las ecuaciones que rigen el comportamiento del modelo continuo, también lo harán en cada una de las partes divididas. A este proceso se le llama discretización del modelo. Se denomina malla a la estructura de nodos y elementos que recrea el modelo real. La transformación del modelo real al modelo discretizado no es exacta por lo que los resultados obtenidos con el método son aproximados y deben ser analizados de manera crítica. En la *Figura 34* se aprecia un ejemplo de discretización de un sólido continuo.

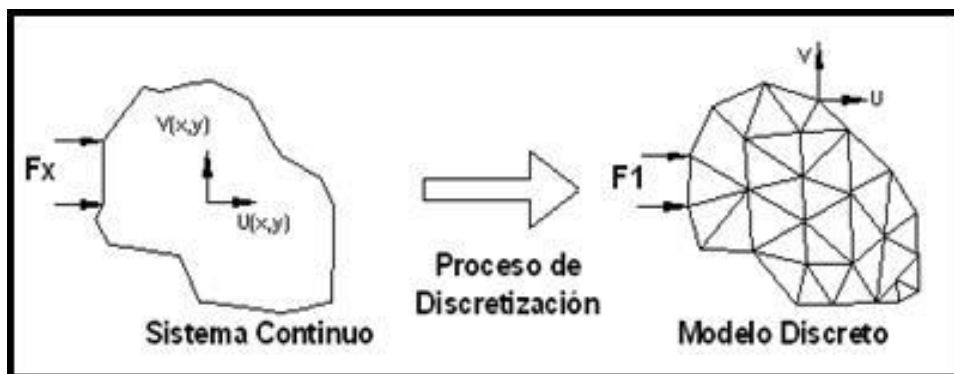


Fig. 34: Discretización de sólido continuo [68]

El comportamiento en el interior de cada elemento queda definido a partir del comportamiento de los nodos mediante las “funciones de interpolación” o “funciones de forma”. Estas funciones definen de manera única el campo de desplazamientos dentro de cada elemento finito, expresado en términos de los desplazamientos nodales (grados de libertad del nodo) de dicho elemento. Es por tanto, una aproximación de los valores de una función a partir del conocimiento de un número determinado y finito de puntos. Los grados de libertad del nodo son las variables que determinan la posición y estado del nodo, y permiten extraer información precisa de la tensión y deformación de los

elementos. Si bien las verdaderas funciones de forma son desconocidas, se puede sentar la hipótesis de que su expresión aproximada puede ser obtenida en forma polinómica.

La relación entre estos elementos, considerando debidamente las condiciones de contorno (cargas y restricciones), da lugar a un sistema de ecuaciones, cuya solución va a permitir obtener resultados mediante los que se va a conocer el comportamiento aproximado del continuo.

El MEF puede dividirse en tres etapas:

1. Preprocesado: Preparación del modelo para el cálculo. En esta etapa se realizan las siguientes operaciones:
  - Dibujo de la geometría del modelo.
  - Introducción de las propiedades mecánicas de los materiales que componen el objeto en estudio.
  - Introducción de las condiciones de contorno, la relación de este componente con el resto de las piezas o componentes que lo rodean.
  - Aplicación de las cargas exteriores.
  - Discretización del modelo en elementos finitos mediante el mallado.
2. Resolución: Etapa en la que se realizan todos los cálculos y se generan las soluciones. En ella se realizan las siguientes tareas:
  - Se define y selecciona el tipo de fenómeno físico que se quiere estudiar, por ejemplo cálculo estático-lineal, cálculo no lineal-elastoplástico, transitorio, etc.
  - Configuración de los parámetros de cálculo, intervalos de tiempo y número de iteraciones.
  - Transferencia de las cargas al modelo, generación de funciones de forma, ensamblaje de la matriz de rigidez, triangulación de la matriz, resolución de sistemas de ecuaciones y obtención de la solución.
3. Postprocesado: Una vez resueltas las matrices y generados los ficheros de resultados, en esta etapa se realiza la representación gráfica de éstos, así como la obtención de resultados indirectos operando las soluciones del modelo.

No se debe olvidar que el MEF es una virtualización de los problemas físicos reales y que en un problema real existen muchos fenómenos como pueden ser: interacciones,

procesos de fabricación, cargas especiales, propiedades mecánicas de los materiales que en muchas ocasiones resultan imposibles de medir o caracterizar.

Por lo tanto, es responsabilidad del diseñador asumir las simplificaciones adecuadas, para conseguir la mejor aproximación a la solución del problema. [29]

#### 4.2 Introducción al programa de elementos finitos ABAQUS v6.13

ABAQUS es un programa de simulación de ingeniería, con base en el método de los elementos finitos, que puede resolver problemas que van desde análisis lineales relativamente sencillos hasta simulaciones no lineales más desafiantes. [29] [30]

Contiene una extensa biblioteca de elementos que pueden modelar virtualmente cualquier geometría y cuenta con una amplia lista de modelos de materiales que permite simular el comportamiento de la mayoría de materiales típicos en la ingeniería tales como metales, caucho, polímeros, materiales compuestos, hormigón armado, espumas flexibles y deformables, y materiales geotécnicos como rocas y suelos.

ABAQUS puede ser utilizado para calcular más que simples problemas estructurales (estrés/desplazamiento). Puede resolver problemas en áreas tan diversas como la transferencia de calor, difusión de masa, gestión térmica de componentes eléctricos, acústica, mecánica de suelos y análisis piezoeléctricos.

Los problemas con múltiples componentes se modelan mediante la asociación de la geometría de cada componente con el modelo de material apropiado y especificando las interacciones de los componentes. En un análisis no lineal ABAQUS elige automáticamente los incrementos de carga apropiados y las tolerancias de convergencia y los ajusta continuamente durante el análisis para asegurar que se obtiene de manera eficiente una solución precisa.

Al realizar un análisis completo con el programa se pasa por las tres etapas del MEF: preprocesado, simulación (resolución) y postprocesado.

##### 1. Preprocesado (ABAQUS/CAE)

En esta etapa se define el modelo del problema físico y se crea un archivo de entrada de ABAQUS (input file). El modelo se crea habitualmente de manera gráfica haciendo uso de ABAQUS/CAE u otro preprocesador, aunque también se puede crear directamente el archivo de entrada (input file) escribiéndolo desde un editor de textos. Los datos que se introducen en el archivo de entrada son de dos tipos, “model data” y “history data”. Los “model data” que se utilizan para definir el modelo son:

- Geometría: Es una parte muy importante, ya que si el modelo no representa fielmente el cuerpo real que se va a estudiar la simulación no sería correcta.
- Material: En este apartado se deben definir las propiedades mecánicas del material que esté fabricado el modelo. ABAQUS posee multitud de opciones a la hora de simular comportamiento en los materiales (elástico, elastoplástico,

influencia de la temperatura,...). El cuerpo que se va a ensayar puede estar formado por varios materiales, en ese caso se deberían asociar las partes de la geometría que correspondan.

- Condiciones iniciales: En ocasiones, es necesario especificar tensiones, temperaturas, velocidades, etc., en el momento inicial.
- Condiciones de contorno: El modelo puede estar sometido a ciertas imposiciones por parte de su entorno que deben ser especificadas en el archivo de entrada. Se pueden imponer restricciones de movimiento, desplazamientos, rotaciones, condiciones de simetría, etc.
- Interacciones: En ocasiones el modelo que se desea estudiar puede estar formado por varios cuerpos que en un momento dado sufren una interacción o un contacto.
- Definición de amplitud: Ciertos estados de carga y condiciones de contorno pueden estar definidas en función del tiempo, por lo tanto se deben introducir los parámetros de las curvas que definen esos estados de cargas y condiciones de contorno.

Mediante los “history data” se le indica al programa que datos de salida se quieren calcular, por ejemplo la tensión de Von Mises en un plano determinado, el desplazamiento de un nodo en particular, etc.

El preprocesador ABAQUS/CAE, que facilita la introducción de todos estos datos de entrada, está dividido en una serie de módulos:

- Módulo “Part”: Se define la geometría de las piezas del modelo y el tipo de comportamiento que tienen (deformable, analíticamente rígido, etc.).
- Módulo “Property”: Se definen los materiales de los que va a estar compuesto el modelo. Se crean secciones en donde se especifica de qué material están compuestas y se asignan a cada parte del modelo.
- Módulo “Assembly”: Se posicionan todas las partes que forman el modelo.
- Módulo “Step”: En él se indica al programa qué tipo de análisis se quiere realizar (estático, dinámico explícito/implícito, etc.) y se define la duración del mismo.
- Módulo “Interaction”: Se definen todas las interacciones entre las partes que forman el modelo.
- Módulo “Load”: Se introducen todas las cargas externas a las que está expuesto el modelo, además se definen condiciones de contorno como agarres o empotramientos.
- Módulo “Mesh”: Se crea la malla de todo el modelo, permite modificar el tamaño y el tipo de los elementos de la misma.
- Módulo “Job”: Se definen una serie de parámetros del ensayo y da la orden de iniciar la simulación.



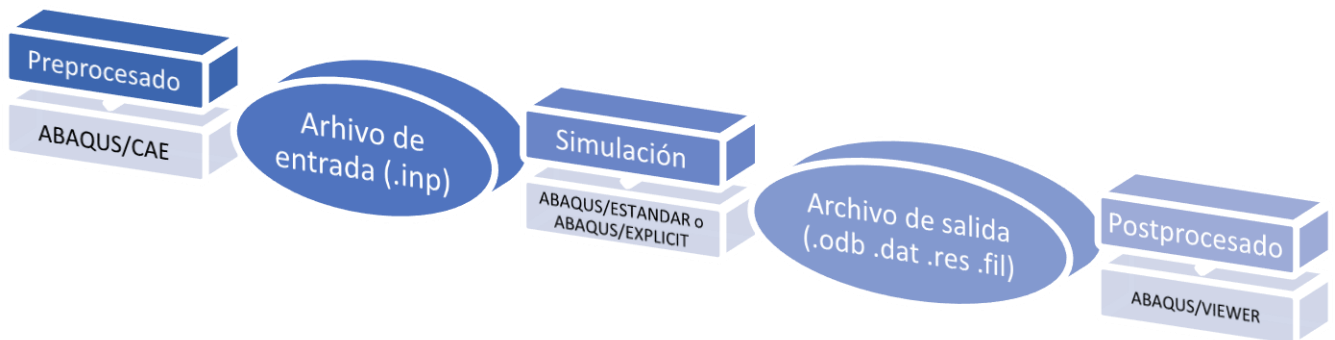
## 2. Simulación (ABAQUS/ESTANDAR o ABAQUS/EXPLICIT)

La simulación, que normalmente se ejecuta como un proceso en segundo plano, es la etapa en la que ABAQUS/ESTANDAR o ABAQUS/EXPLICIT resuelve el problema numérico definido en el modelo. Las salidas (outputs) de un análisis de tensión incluyen desplazamientos y tensiones que se almacenan en archivos binarios listos para postprocesado. Dependiendo de la complejidad del problema que se está analizando y el poder del equipo que se utiliza, puede tardar desde segundos a días para completar el análisis. La resolución del ensayo es interna y durante esta etapa el programa no interactúa con el usuario, sólo va mostrando un monitor que permite ver cómo va el proceso.

## 3. Postprocesado (ABAQUS/VIEWER)

Se pueden evaluar los resultados una vez que la simulación se ha completado y se han calculado los desplazamientos, tensiones u otras variables fundamentales. La evaluación se realiza generalmente de forma interactiva utilizando ABAQUS/VIEWER u otro postprocesador. ABAQUS/VIEWER, que lee el archivo de datos binarios de salida (outputs), tiene una variedad de opciones para mostrar los resultados, incluyendo gráficos de contorno de color, animaciones, gráficos de forma deformada y gráficos X-Y.

En la *Gráfica 2* se aprecia un esquema resumen del flujo que sigue ABAQUS para la resolución de un modelo.



Gráfica 2: Esquema de las etapas de resolución de un modelo en ABAQUS [69]

## 5 Modelo numérico

### 5.1 Descripción del modelo MEF

El modelo del que se va a realizar el estudio es un prototipo de una prótesis de titanio y polietileno de alta densidad que ha sido facilitado por el Departamento de Ingeniería Mecánica de la UC3M. Se ha exportado este modelo al programa de elementos finitos ABAQUS CAE v.6.13 en donde se van a realizar los ensayos resistentes.

La prótesis a estudio es una prótesis total de cadera convencional con una componente femoral no modulable y se divide en tres piezas que se modelizan por separado. Por un lado encuentra toda la parte femoral en una pieza de titanio  $Ti_6Al_4V$  indivisible que comprende el vástago, el cuello y la cabeza femoral. Por otro, la componente acetabular está formada por dos piezas, una de  $Ti_6Al_4V$  que va anclada al cotilo y otra de polietileno UHMWPE que se pone entre la anterior y la cabeza femoral para que se produzca menos rozamiento.

Aunque en la prótesis real la componente femoral esté formada por una sola pieza, para la modelización se ha preferido dividirla en dos partes dada la complejidad geométrica. Se ha puesto una restricción tipo TIE entre ambas piezas para que a efectos de cálculo estén unidas y se comporten como una.

A continuación se muestran imágenes de la prótesis original (*Fig. 35,36 y 37*), de las distintas piezas modelizadas (*Fig. 38, 39,40 y 41*) y del conjunto completo en ABAQUS (*Fig. 42*).



Fig. 35: Componente femoral



Fig. 36: Componente acetabular



Fig. 37: Prótesis completa

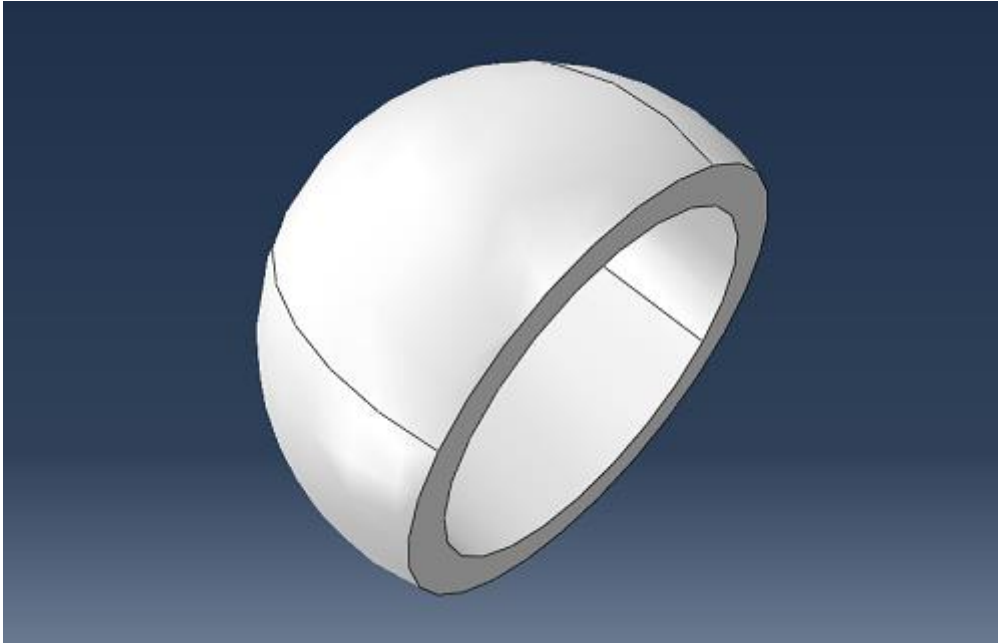


Fig. 38: Acetábulo de Ti6Al4V

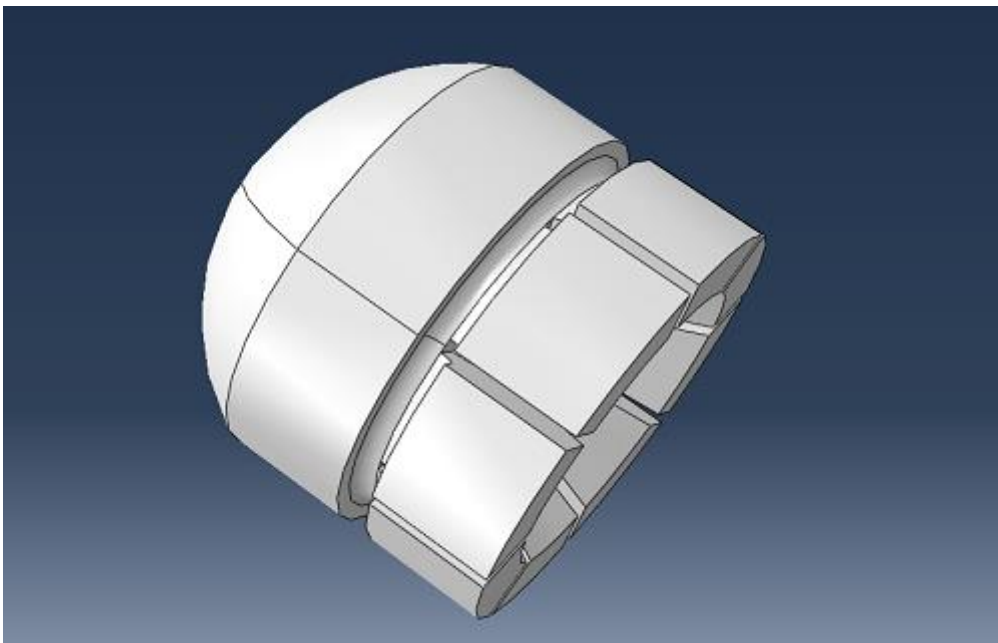


Fig. 39: Pieza de polietileno UHMWPE

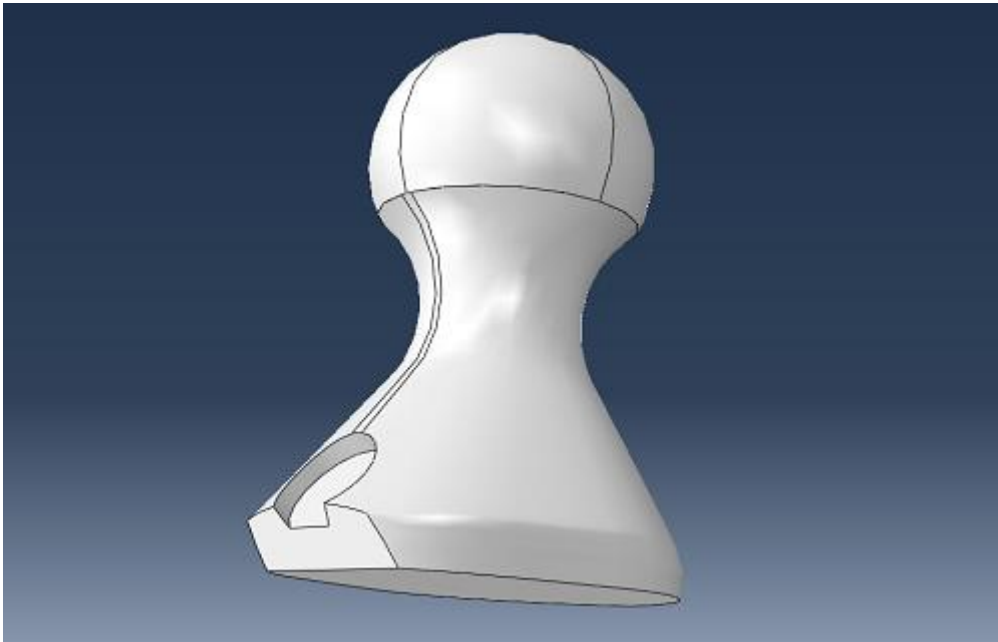


Fig. 40: Componente femoral 1 - Cabeza femoral Ti6Al4V

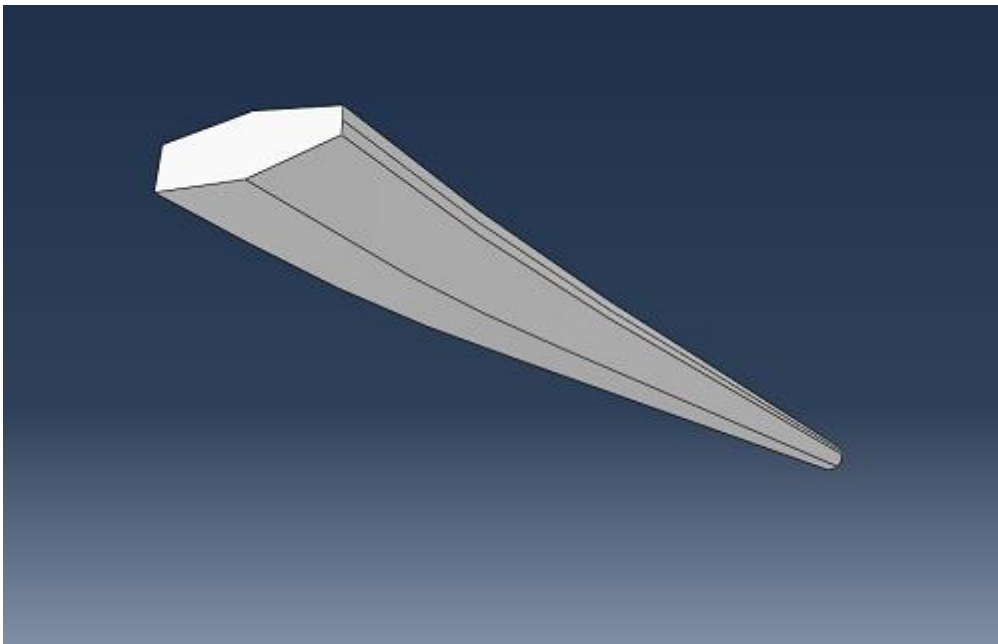


Fig. 41: Componente femoral 2 – Vástago Ti6Al4V

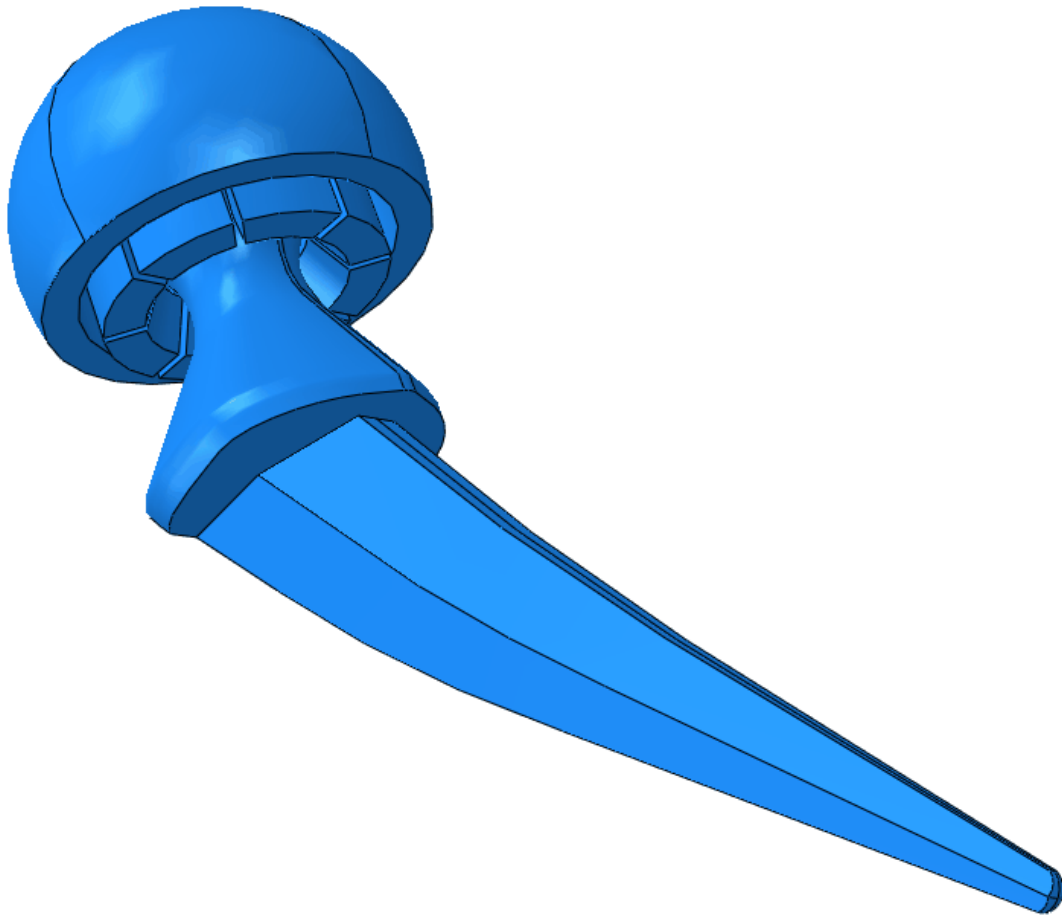


Fig. 42: Conjunto completo

El modelo solo está formado por dos materiales el UHMWPE y el  $\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$ , y las propiedades que se han introducido en el programa aparecen en la *Tabla 13*.

Material	Densidad(g/cm <sup>3</sup> )	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
UHMWPE	0,94	940	0,46
$\text{Ti}_6\text{Al}_4\text{V}$	4,43	113800	0,342

Tabla 13: Propiedades de los materiales del modelo [70]

Todos los análisis que se van a realizar sobre este modelo serán cuasi – estáticos por lo que el Step será Estático- General y además tendrá la opción Nlgeom activada.

La interacción de la pieza de UHMWPE con las de titanio es superficie a superficie, con pequeño deslizamiento, un modelo de discretización nodo a superficie, con un ajuste de esclavo de tolerancia 10 y de tipo penalty con un valor de 0.012 [31].



La malla estará formada por elementos de forma tetraédrica libre de manera que se puedan adaptar con mayor precisión a las complejas formas de la prótesis con el algoritmo por defecto y un tamaño aproximado de 3. El tipo de elemento será estándar lineal de familia Tensión 3D. El número aproximado de nodos y elementos es, respectivamente, 11.200 y 16.500, valores que dependen del caso a estudio. En la *Figura 43* se aprecia el mallado completo de todo el modelo.

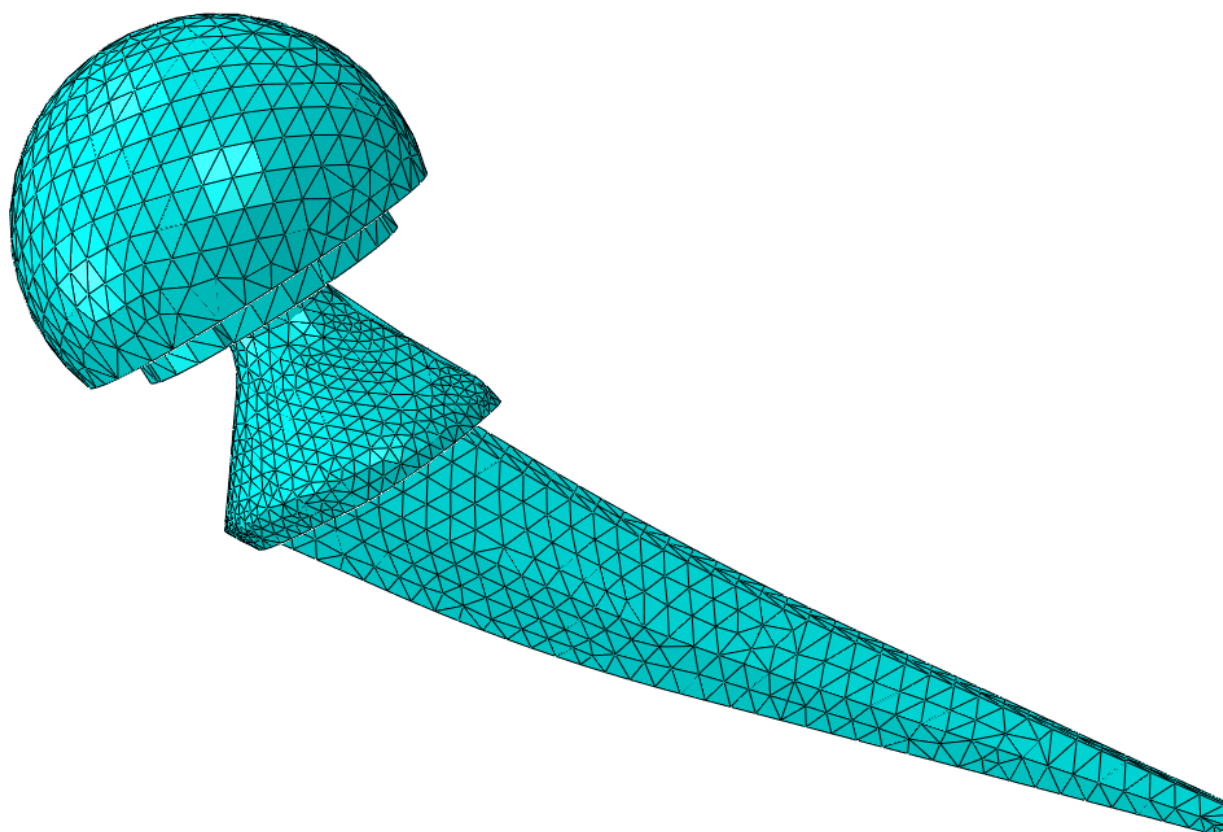


Fig. 43: Mallado del modelo

En función del análisis que se le haga posteriormente se modifican la forma de agarre de la pieza y las cargas actuantes sobre la prótesis, en cada caso se detallarán. Los distintos casos a estudio se muestran en la *Tabla 14*.

Caso a estudio	Descripción
<b>Ensayo de verificación de la norma 7206</b>	-Comprobación de la norma 7206-4 -Comprobación de la norma 7206-6
<b>Ensayo resistente 4 movimientos vida cotidiana</b>	Estudio del estado tensional de la prótesis de cadera en función del movimiento realizado.
<b>Ensayo resistente 4 movimientos vida cotidiana modificando agarres</b>	Estudio del estado tensional de la prótesis en función del movimiento realizado modificando agarres a $L/3$ , $2L/3$ y $L$ .

Tabla 14 : Resumen de casos a estudio

### 5.1.1 Ensayo de verificación de la norma 7206

Para la correcta verificación de la norma se deben realizar dos ensayos: ensayo de comprobación de la norma 7206-4 y ensayo de comprobación de la norma 7206-6.

#### 5.1.1.1 Ensayo de comprobación de la norma 7206 – 4

Se va a simplificar el modelo para adaptar las condiciones de los ensayos experimentales expuestos en la norma al modelo numérico en ABAQUS. Para este ensayo, sólo se analiza la componente femoral del implante.

El medio donde tiene que sujetarse la prótesis tiene que ser un medio que no se rompa bajo presión y no se deforme, por lo que para simplificar los cálculos quitando interacciones se va a considerar un empotramiento como medio de sujeción. La altura del empotramiento viene determinada en función de la distancia que haya entre el centro de la cabeza femoral y la punta del vástago (distancia CT). Esta distancia es de 132 mm por lo que el empotramiento del implante debe llegar hasta 80 mm por debajo del centro de la cabeza. Los ángulos de empotramiento  $\alpha$  y  $\beta$  son, respectivamente,  $10^\circ$  y  $9^\circ$ .

En cuanto a la carga, también depende de la distancia CT, en este caso es una carga de 5 millones de ciclos de 2300 N. Para simular esto en ABAQUS, se pone una carga puntual de 2300 N durante un segundo y luego se analizará por fatiga lo que sucede en la prótesis. El punto de aplicación de la carga, como se dijo anteriormente, es el que se encuentra por encima perpendicularmente del centro de la cabeza femoral en la superficie de la misma.

En la siguiente tabla (*Tabla 15*) se muestra un resumen de todas las condiciones de contorno:

<b>Ángulo <math>\alpha</math></b>	<b><math>10^\circ</math></b>
<b>Ángulo <math>\beta</math></b>	<b><math>9^\circ</math></b>
<b>Fuerza N</b>	<b>5340 N</b>
<b>Sujeción</b>	Parte del vástago <b>a más de 80 mm de distancia</b> de la cabeza embebida en material irrompible e indeformable → <b>encastre</b>

**Tabla 15: Condiciones de ensayo a fatiga norma ISO 7206 – 6 en ABAQUS**

En la *Figura 44* se muestra una imagen obtenida del programa ABAQUS en la que se expone como quedan todas estas condiciones de contorno.

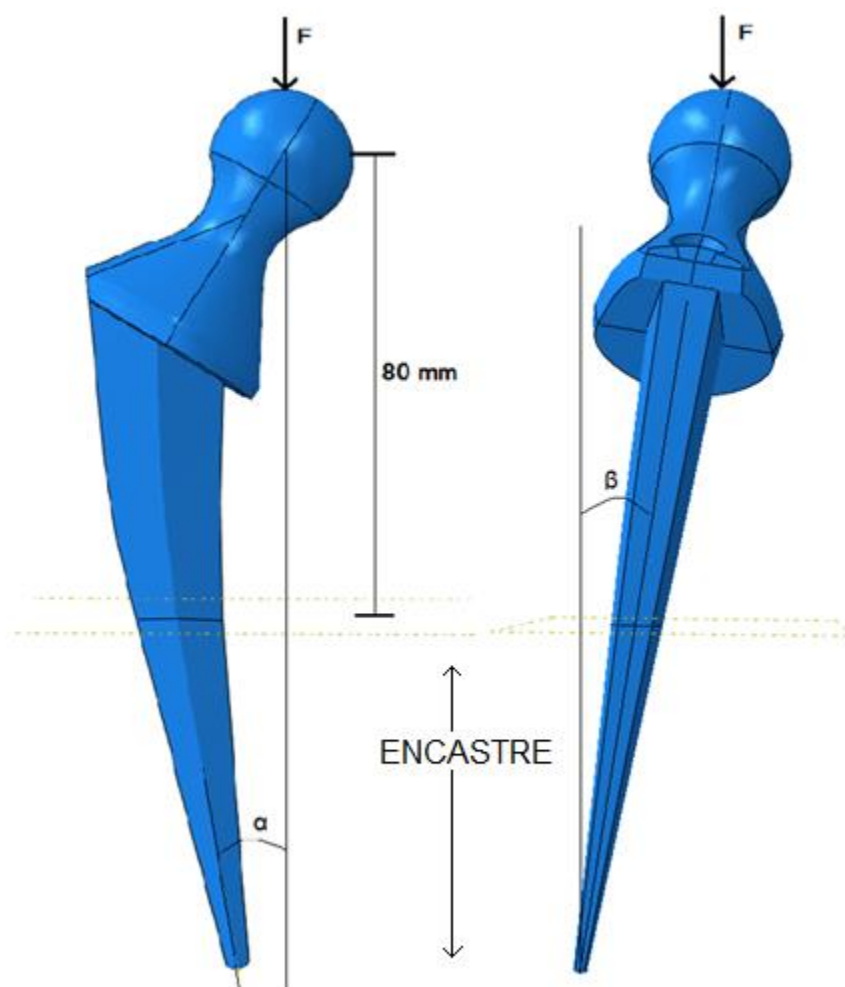


Fig. 44: Condiciones de contorno según la norma

#### 5.1.1.2 Ensayo de comprobación de la norma 7206 – 6

En este ensayo, como sucedía con la otra norma, sólo será necesario utilizar la parte femoral de la prótesis y las condiciones que estipula la norma no son exactamente las que se recrean en la simulación por ABAQUS. En líneas generales, el ensayo es muy parecido al anterior, sólo difiere en tres aspectos: el encastrado es total de todo el vástago, la carga será de 5240 N y deberá aguantar 10 millones de ciclos. A continuación se muestra una tabla resumen (*Tabla 16*) en la que aparecen todas las condiciones de este ensayo:

<b>Ángulo <math>\alpha</math></b>	10°
<b>Ángulo <math>\beta</math></b>	9°
<b>Fuerza N</b>	5340 N
<b>Sujeción</b>	Todo el vástago embebido en material irrompible e indeformable → <b>todo el vástago encastrado</b>

Tabla 16 : Condiciones de ensayo a fatiga norma ISO 7206 – 6 en ABAQUS

EL punto de aplicación de la carga es el mismo que en el ensayo anterior y los ángulos  $\alpha$  y  $\beta$  aluden a los mismos giros. El modo de proceder es el mismo, por lo que se aplica la carga estática de 5340 N durante un segundo y luego se analizará por fatiga si aguanta los 10 millones de ciclos.

#### 5.1.2 Ensayos resistentes ante 4 diferentes movimientos sobre la cadera

Una vez que se ha validado el modelo de la prótesis en ABAQUS, se va a analizar lo que sucede en ella cuando recibe diferentes esfuerzos en función del tipo de movimiento que se realice. Los datos que se van a utilizar son datos reales de un estudio en donde se analizan y se recogen las fuerzas sobre la cadera de las cuatro actividades de la vida diaria estudiadas en este TFG. [32]

La *Figura 45* ayuda a comprender la dirección de las componentes de la fuerza que aparecen en los datos del estudio:

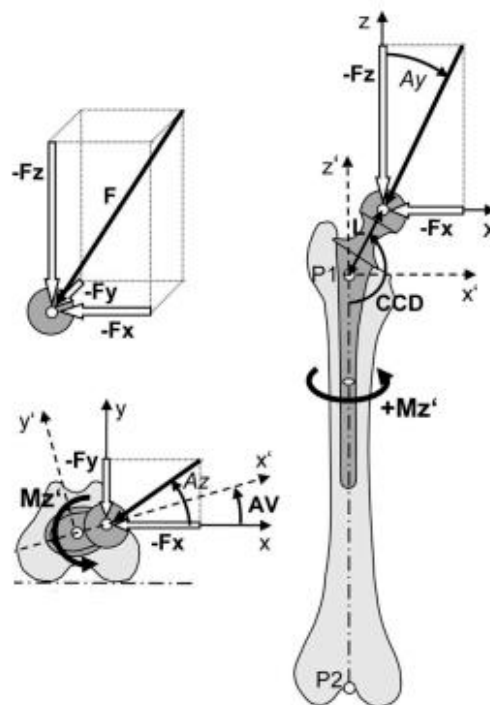


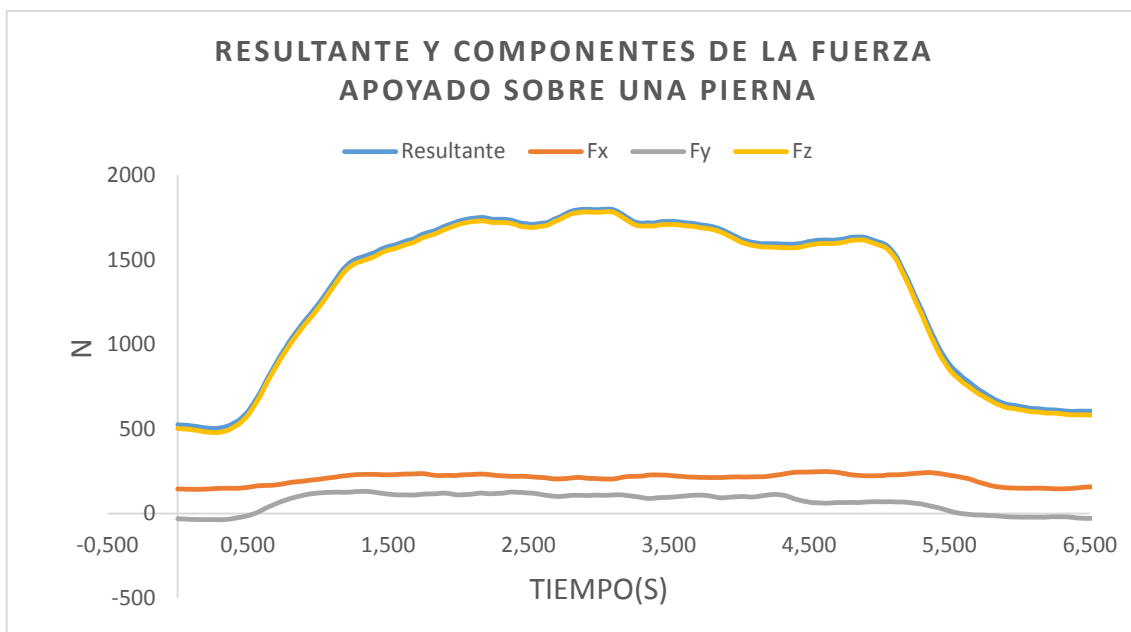
Fig. 45: Componentes de la fuerza sobre el implante [71]

El estudio arroja valores pico en condiciones extremas y valores medios ante un movimiento normal, los datos que se usarán en este análisis serán:

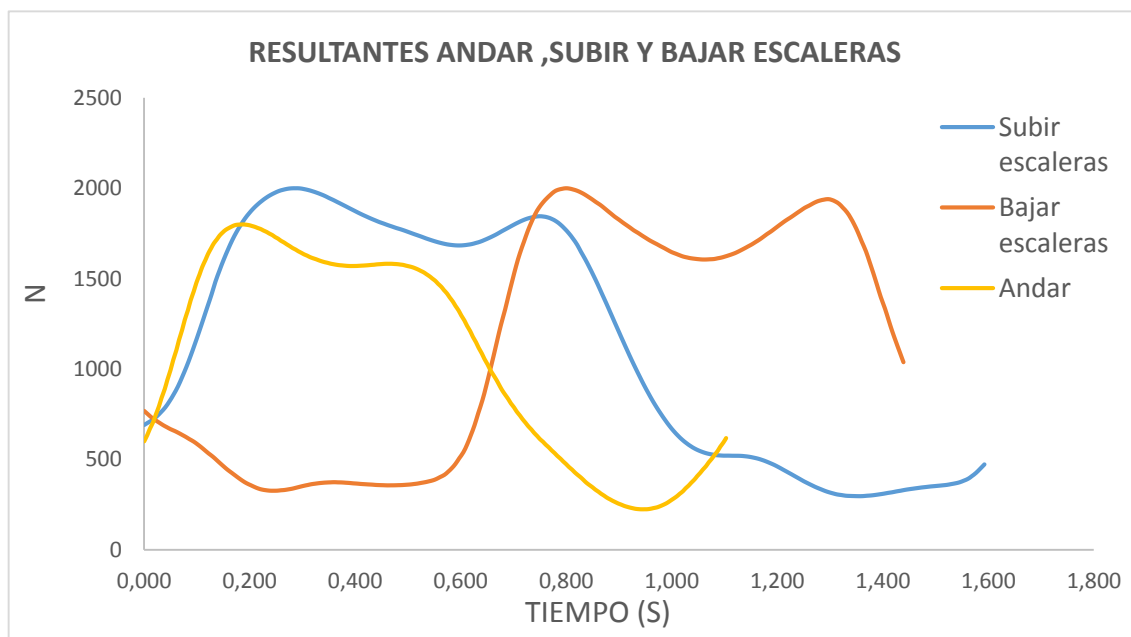
- Media de fuerzas subiendo escaleras en un paciente de 75 Kg.
- Media de fuerzas bajando escaleras en un paciente de 75 Kg.
- Media de fuerzas andando en un paciente de 75 Kg.
- Media de fuerzas apoyándose sobre pierna de la prótesis en un paciente de 75 Kg.

Los datos son extraídos en forma de porcentaje en peso, por lo que las fuerzas dependen del peso del paciente, en los casos seleccionados se aplican a un paciente de mismo peso para que los resultados puedan ser comparables.

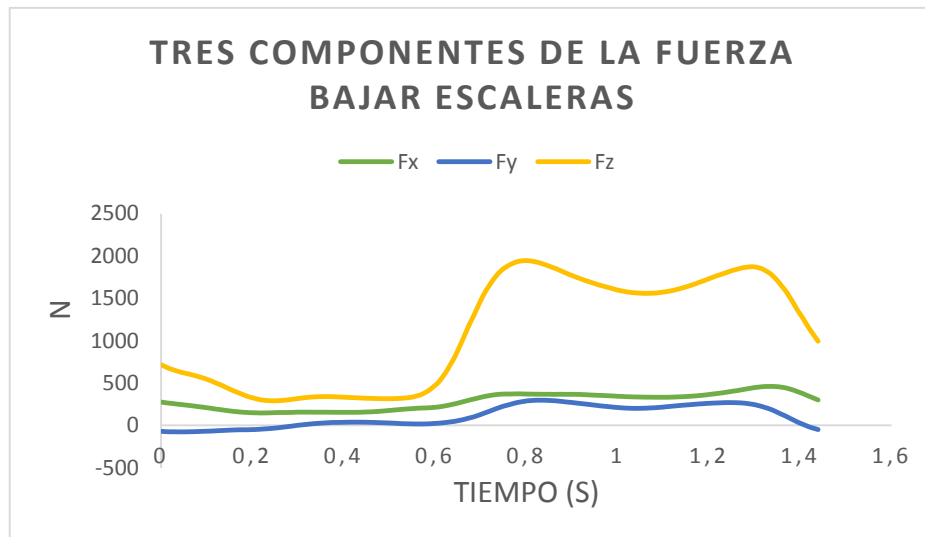
A continuación se muestran gráficas (Gráf. 3, 4, 5, 6 y 7) en las que aparecen resumidas las fuerzas de los 4 movimientos seleccionados a lo largo del tiempo:



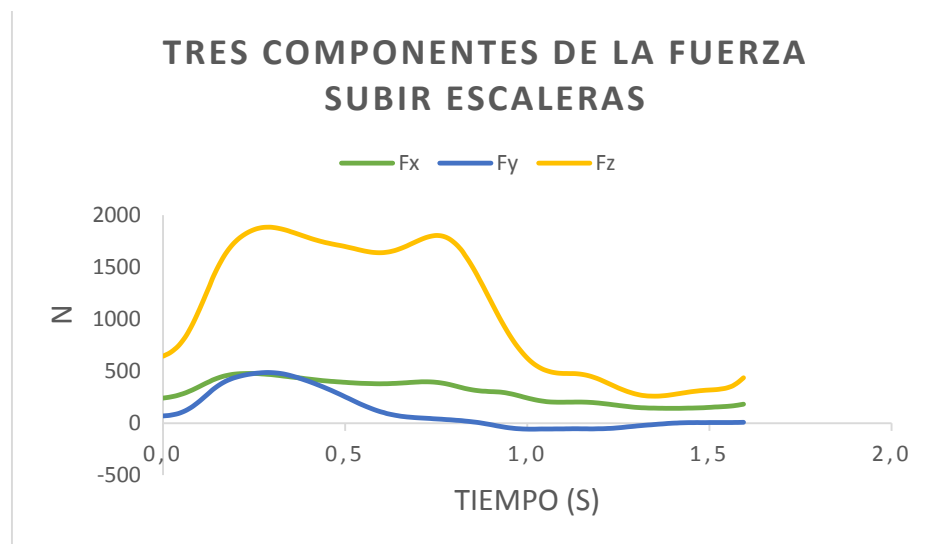
Gráfica 3: Resultante y componentes de la fuerza apoyado sobre una pierna



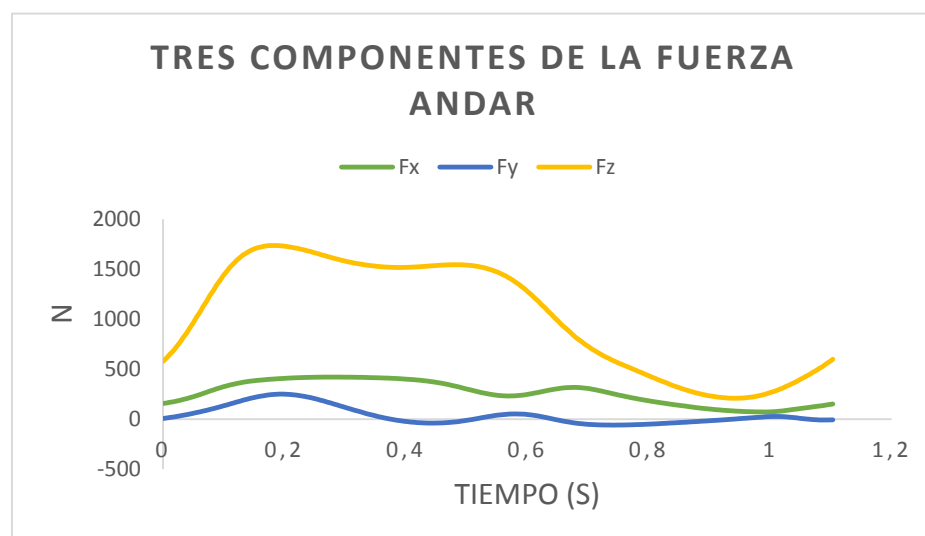
Gráfica 4: Resultantes andar, subir escaleras y bajar escaleras



Gráfica 5: Tres componentes de la fuerza bajar escaleras



Gráfica 6: Tres componentes de la fuerza subir escaleras



Gráfica 7: Tres componentes de la fuerza andar



Para la realización del estudio se van a utilizar tanto la componente femoral como pieza de polietileno, eliminando del modelo a ensayo el acetábulo de la prótesis. El motivo es que se considera que las cargas que ofrece el estudio son las que ha transmitido el acetábulo encastrado al resto del implante. Como simplificación, se va a considerar como punto de aplicación de las cargas el punto de contacto central entre el acetábulo y el polietileno.

La duración de cada ensayo depende de lo que dure el movimiento que se estudia, en la *Tabla 17* se muestran las distintas duraciones de los ensayos:

Ensayo	Duración del STEP
Subir escaleras	1,593 s
Bajar escaleras	1,439 s
Andar	1,103 s
Apoyado sobre una pierna	6,703 s

Tabla 17 : Duración distintos ensayos

Para facilitar la convergencia del problema se ha utilizado la estabilización automática con un factor de amortiguamiento de 0,0001 para todos los casos.

El modo de agarre y orientación de la prótesis en estos ensayos va a ser similar al que se utilizaba en la norma 7206 – 4 (véase *Figura 43*). Se ha utilizado este agarre porque la norma lo considera como una simulación muy próxima al estado real de la prótesis en un cuerpo humano en el que la unión entre el implante y la prótesis no es 100% óptimo. Además es un criterio bastante desfavorable para el implante y por tanto, queda del lado de la seguridad.

### 5.1.3 Ensayos resistentes ante diferentes movimientos modificando las condiciones de sujeción

Dado que la unión entre el hueso y la prótesis no es siempre idónea debido a diversos problemas como puede ser la falta de osteointegración o la mala cementación, se va a realizar un análisis de la influencia que tiene la modificación de las condiciones de sujeción en el estado tensional del implante.

Se va a probar con 3 diferentes sujeciones, encastrando 1/3 del vástago, 2/3 del vástago y con un encastre total del vástago, tal y como se hace en otros estudios como el de Xiao-Wen Zheng [33]. Los ángulos de sujeción son los mismos que en el apartado anterior. El resto de parámetros del modelo son similares a los del apartado anterior. Se van a comprobar las tensiones en cada uno de los tres casos para los 4 movimientos. En la *Figura 46* aparecen las distintas condiciones de sujeción.

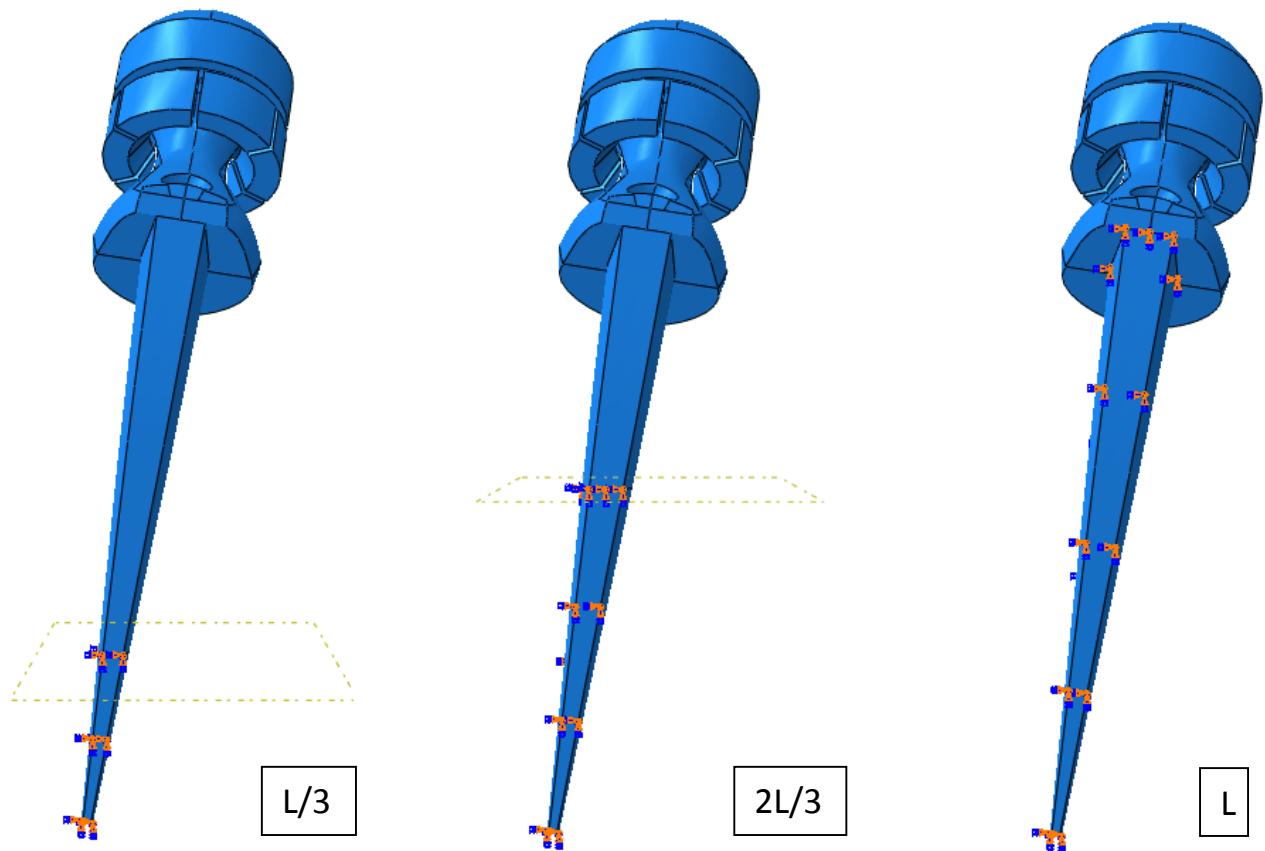


Fig. 46: Diferentes condiciones de sujeción

## 5.2 Resultados y discusión

### 5.2.1 Verificación de la norma ISO 7206

Para la verificación de la norma, se van a exponer los resultados que se han obtenido de los análisis realizados para el apartado 4 y el apartado 6 de la norma antes descritos.

#### 5.2.1.1 ISO 7206-4: "Determination of endurance properties and performance of stemmed femoral components"

Una vez se haya ejecutado el ensayo, se analiza la evolución de las tensiones durante la aplicación de la carga en los puntos más críticos como son concentradores de tensiones o cambios de sección para calcular la tensión a fatiga para un determinado número de ciclos (Sf). Con esta tensión se calcula el número de ciclos que aguanta el implante, que tiene que ser mayor a  $5 \times 10^6$  ciclos como indica la norma.

Según Avilés [34], "a efectos de comportamiento a fatiga de metales únicamente son de interés los valores de pico de las tensiones, es decir los máximos y mínimos", por lo que se debe analizar la tensión de Von Mises máxima y mínima a lo largo del tiempo.

Al tratarse de un caso de fatiga multiaxial no se puede tomar el valor de Von Mises directamente ya que el programa usa un criterio sin signo, según Avilés[35]: "Se observa que los criterios sin signo proporcionan siempre valores positivos de las tensiones equivalentes, sin embargo en ciertos intervalos de tiempo la tensión equivalente debería ser de compresión; de no hacerse así se falsearían los resultados de cómputo de ciclos y en consecuencia las predicciones de duración, márgenes de seguridad, etc., serían erróneas. Para tener en cuenta este hecho se puede pensar en considerar el signo de la tensión uniaxial equivalente igual al signo de la tensión hidrostática correspondiente al estado de tensiones. La interpretación gráfica, en un caso de tensión biaxial, será una recta, la bisectriz del segundo cuadrante, que dividiría el plano  $\sigma_1$ - $\sigma_2$  en dos semiplanos. De este modo los puntos que estén en el semiplano superior derecho se considerarán como de tracción (tensiones equivalentes positivas) y los que estén en el semiplano inferior izquierdo a compresión (tensiones equivalentes negativas". Esto aplicado a tres dimensiones se resume en lo siguiente:

$$\left\{ \begin{array}{l} \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 > 0 \rightarrow \sigma_{EQ} = \sigma_{V.MISES} \\ \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3 < 0 \rightarrow \sigma_{EQ} = - \sigma_{V.MISES} \end{array} \right.$$

Ecuación 1

Se suman las 3 tensiones principales calculadas con el programa para averiguar cuál es el signo del valor equivalente de tensiones. Todo esto se hace de manera sencilla pasando los datos a lo largo del step a una tabla Excel en la que se obtiene el máximo y el mínimo equivalente. Una vez se tenga el máximo y el mínimo, se halla el valor de tensión media ( $\sigma_m$ ) y de tensión alternante ( $\sigma_a$ ) con las siguientes fórmulas:

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{M\acute{a}x} + \sigma_{M\grave{i}n}}{2}$$

Ecuación 2

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{M\acute{a}x} - \sigma_{M\grave{i}n}}{2}$$

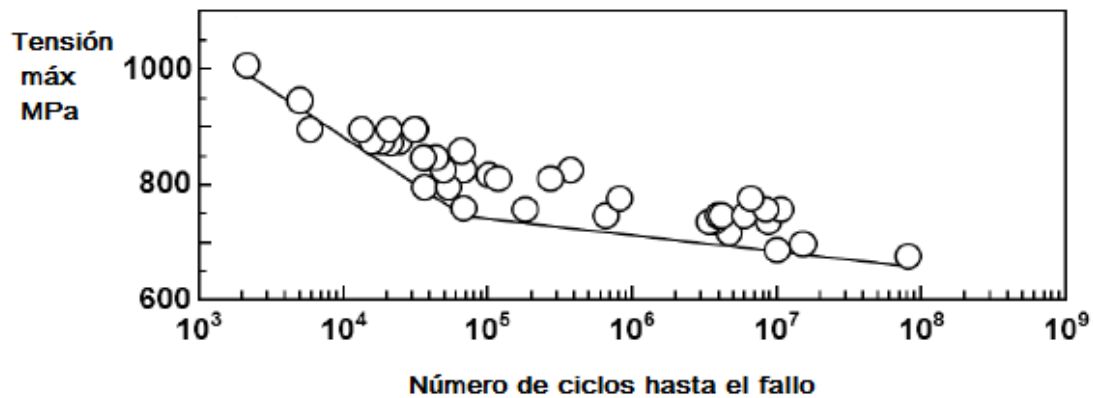
Ecuación 3

Con la tensión media y alternante, considerando que la tensión última ( $S_{UT}$ ) de  $Ti_6Al_4V$  es aproximadamente de 1000 MPa [36], se aplica el criterio de Goodman para hallar la tensión  $S_f$  que permite adentrarse en la gráfica S-N y obtener cuántos ciclos puede aguantar la prótesis. El criterio Goodman es el siguiente:

$$\frac{\sigma_a}{S_f} + \frac{\sigma_m}{S_{UT}} = 1 \rightarrow S_f = \frac{S_{UT} \cdot \sigma_a}{S_{UT} - \sigma_m}$$

Ecuación 4

La gráfica S-N del  $Ti_6Al_4V$  estándar muestra que la tensión para vida infinita ( $Se'$ ) es de unos 650 MPa en  $10^8$  y la  $S_a$  es de unos 750 Mpa en  $10^5$  como se ve en la Gráfica 8.



Gráfica 8: Curva S-N del  $Ti_6Al_4V$  [72]

Pero el valor de  $Se'$  no es el real, para cada punto de evaluación hay que calcular la vida infinita modificada ( $Se$ ) gracias a la ecuación de Marin que aplica unos factores que modifican el límite a fatiga:

$$Se = \prod_i K_i \cdot Se'$$

Ecuación 5

Los factores modificadores de Marin considerados en este análisis por ordenador son los siguientes

1. Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1.58 \cdot S_{ut}^{-0.085}$

Ecuación 6

2. Factor de tamaño : Depende del punto de evaluación  $\rightarrow$

$$K_b = \left(\frac{d}{7.62}\right)^{-0.1133} \quad 2.79 \leq d \text{ (mm)} \leq 51 \quad \text{Ecuación 7}$$

$$K_b = 1.189 \cdot d^{-0.097} \quad 52 \leq d \text{ (mm)} \leq 250 \quad \text{Ecuación 8}$$

3. Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$

4. Concentración de tensiones: Según Avilés [37] , “Cuando el análisis tensional se realiza mediante el método de elementos finitos no es necesario utilizar explícitamente coeficientes de concentración de tensiones, ya que ese método proporciona resultados de tensiones locales” , por lo que  $\rightarrow K_e = 1$

El único factor que cambia en función del punto de observación es el factor de tamaño.

Tras analizar las tensiones en los 5 puntos más críticos, se ve que en ningún caso rompe para los 5 millones de ciclos, de hecho todos los análisis indican que la pieza alcanza vida infinita.

A continuación se mostrarán los puntos de análisis y los resultados obtenidos, en el Anexo 2 se pueden encontrar los cálculos que hay que realizar para obtener Se.

1. Punto de evaluación N°1, borde de la cabeza femoral, *Figura 47*.

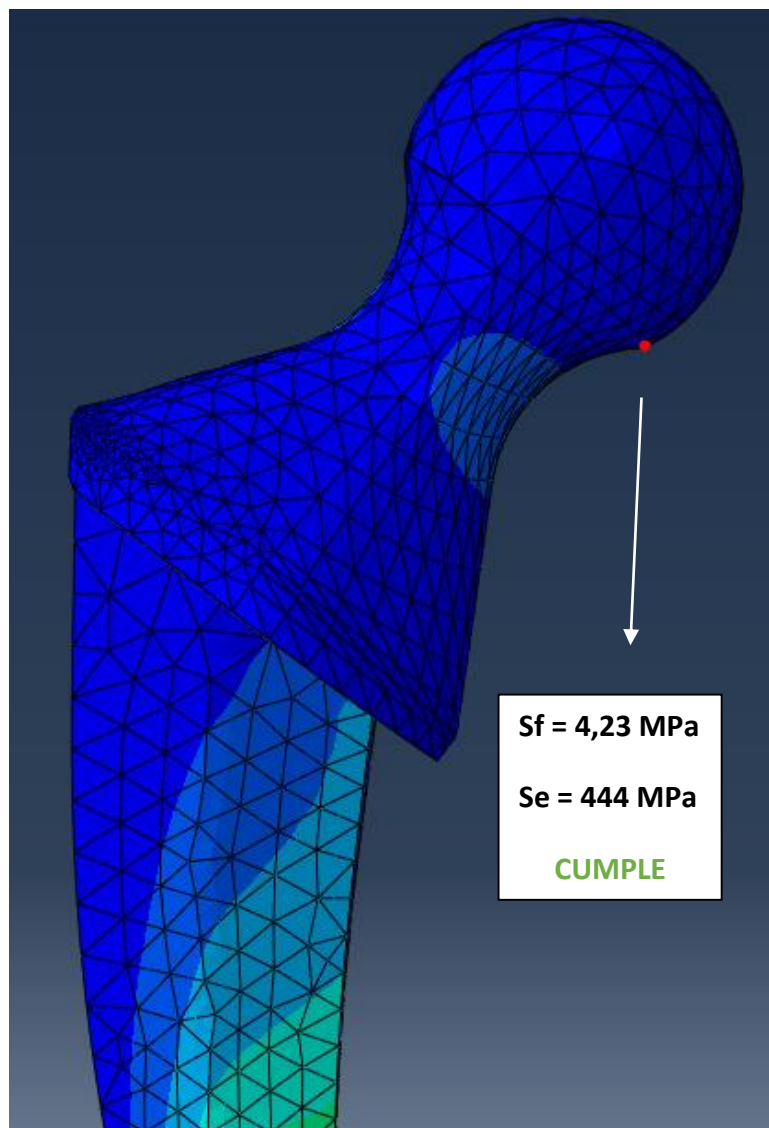


Fig. 47: Punto de evaluación N°1 ISO 7206 - 4

2. Punto de evaluación N°2, estrechez cuello femoral, *Figura 48*.

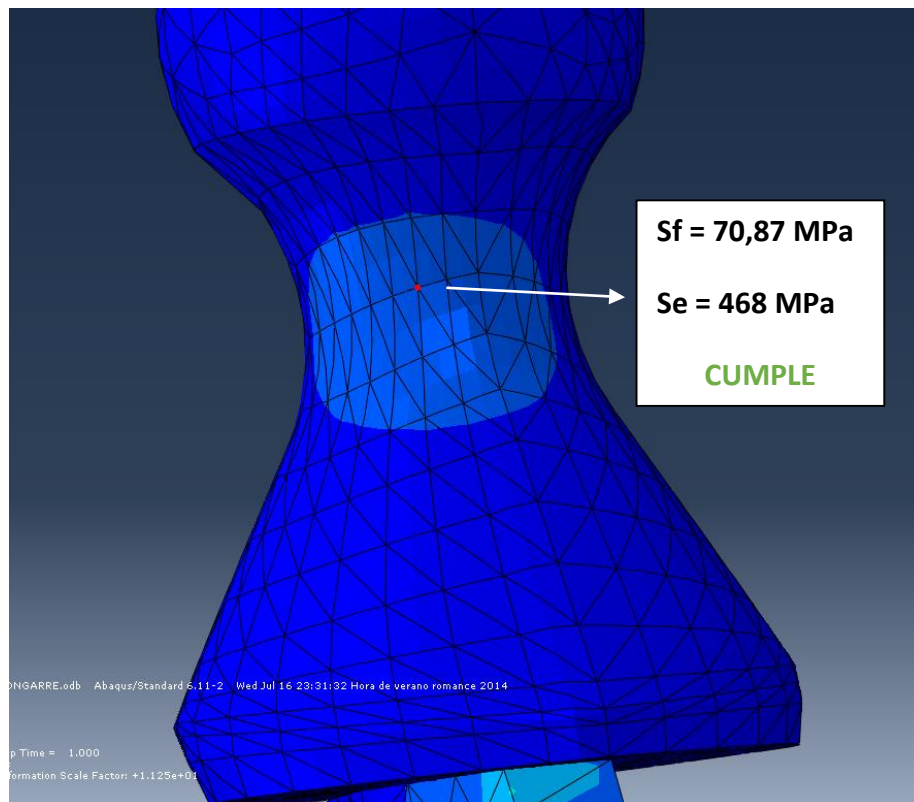


Fig. 48: Punto de evaluación N°2 ISO 7206 - 4

3. Punto de evaluación N°3, zona unión vástago-cabeza, *Figura 49*.

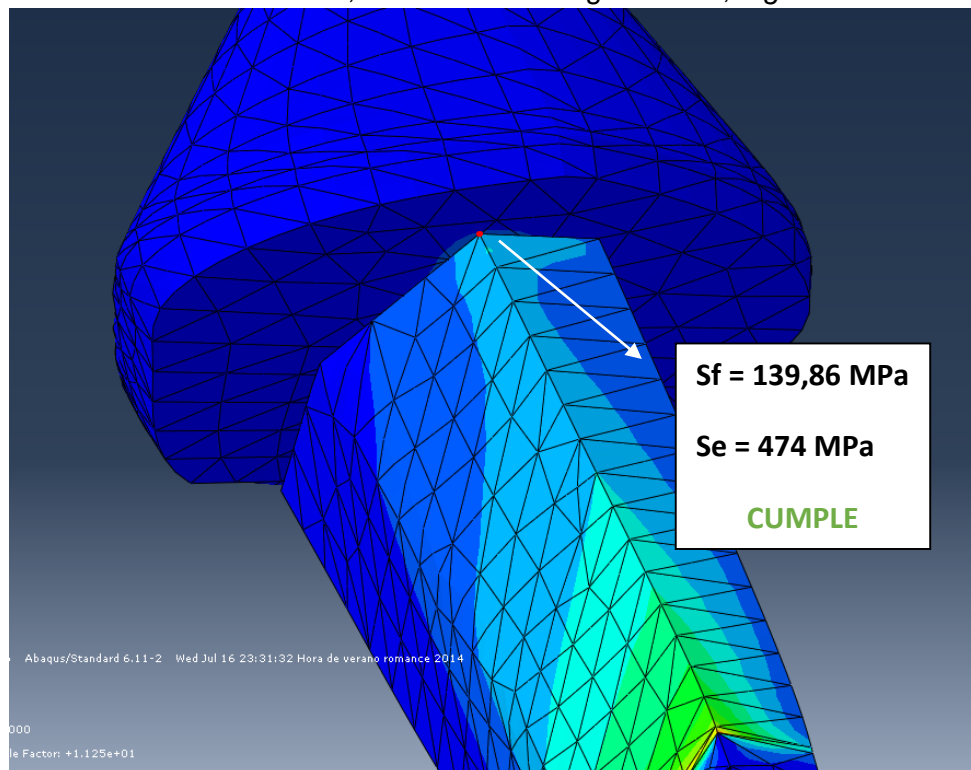


Fig. 49: Punto de evaluación N°3 ISO 7206 - 4



4. Punto de evaluación N°4, encastre del vástago, *Figura 50*.

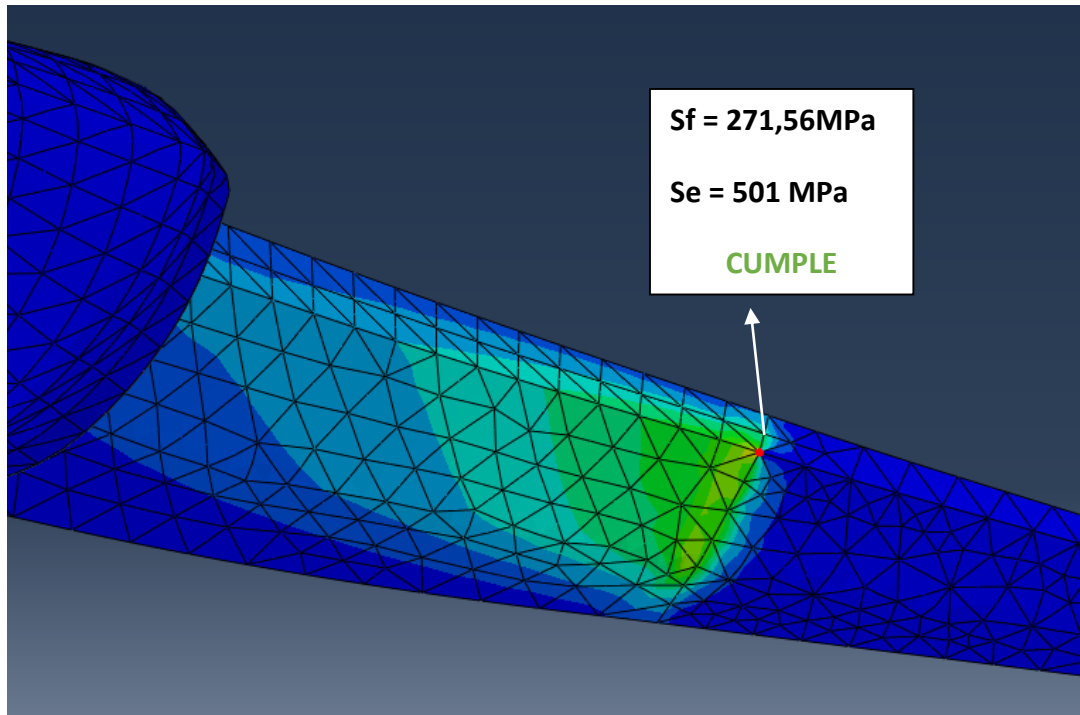


Fig. 50: Punto de evaluación N°4 ISO 7206 - 4

5. Punto de evaluación N°5, cerca del punto de aplicación, *Figura 51*.

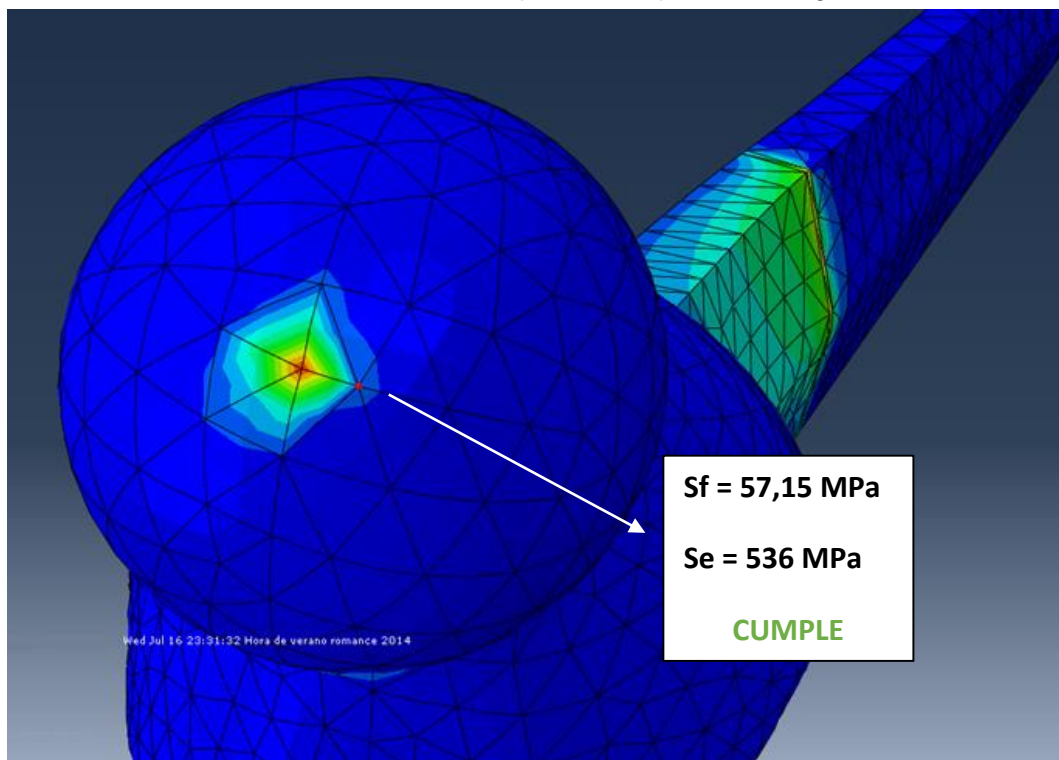


Fig. 51: Punto de evaluación N°5 ISO 7206 - 4

Como se observa en las imágenes, todos los análisis indican vida infinita siendo la sección más crítica la que está cerca del encastre. Por lo tanto, se puede afirmar que el implante a estudio supera el ensayo a 5 millones de ciclos y queda validado según la norma 7206 – 4.

*5.2.1.2 ISO 7206-6: “Endurance properties testing and performance requirements of neck region of stemmed femoral components”*

De nuevo se evalúan sus resultados en puntos críticos, y tras los cálculos propicios que nos indica Avilés y la ley de Goodman, se calcula el  $S_f$  de cada punto.

Por otro lado, hay que calcular la tensión a vida infinita ( $S_e$ ) que resulta para cada punto gracias a las curvas S-N del  $Ti_6Al_4V$  y la ecuación de Marin.

Se han analizado las tensiones en los 4 puntos más significativos y se ve que en ningún caso rompe para 10 millones de ciclos, de hecho todos los análisis indican que la pieza aguanta a vida infinita. Aunque el propósito del ensayo sea cargar la zona del cuello del implante, se va a realizar el análisis en todos los puntos significativos en donde puede haber conflicto. Los puntos se evalúan en las mismas zonas que en el ensayo anterior por lo que los valores de  $S_e$  son los mismos (ver Anexo 2).

1. Punto de evaluación N°1, borde de la cabeza femoral, *Figura 52*.

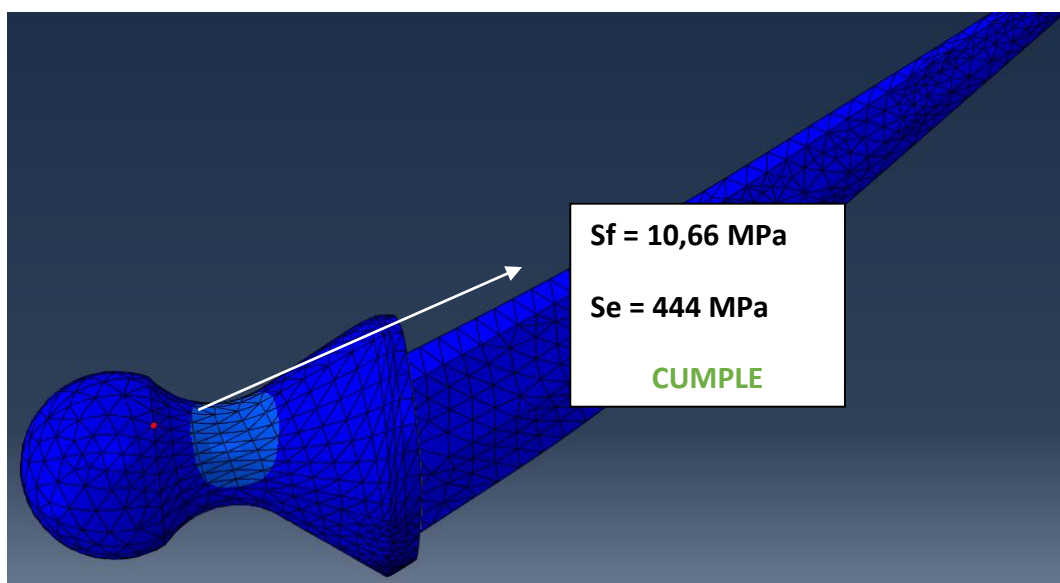


Fig. 52: Punto de evaluación N°1 ISO 7206 - 6

2. Punto de evaluación N°2, estrechez cuello femoral, *Figura 53*.

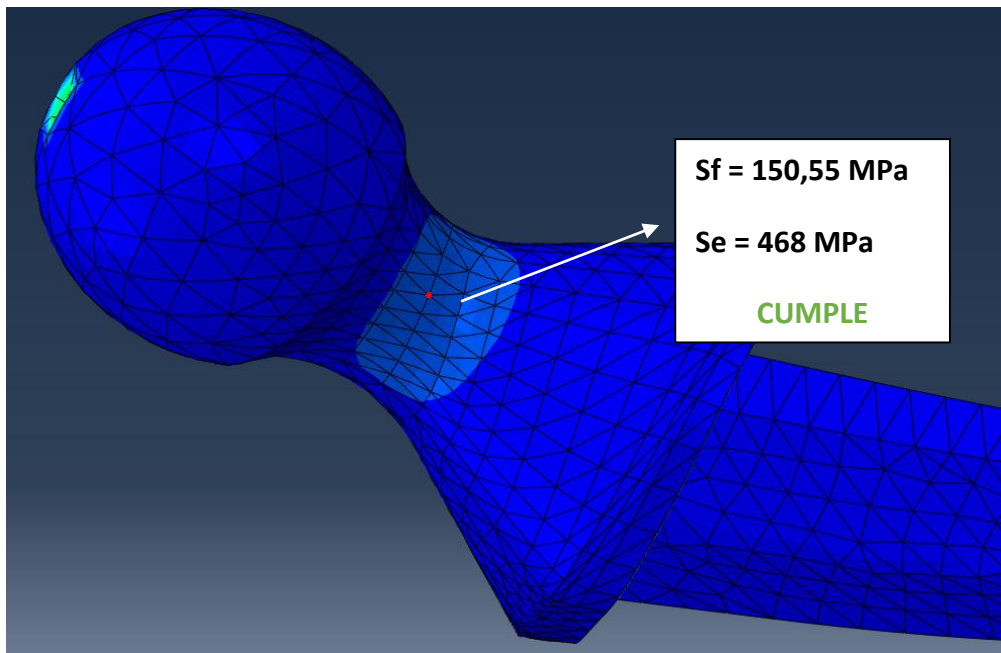


Fig. 53: Punto de evaluación N°2 ISO 7206 - 6

3. Punto de evaluación N°3, encastre en unión vástago-cabeza, *Figura 54*.

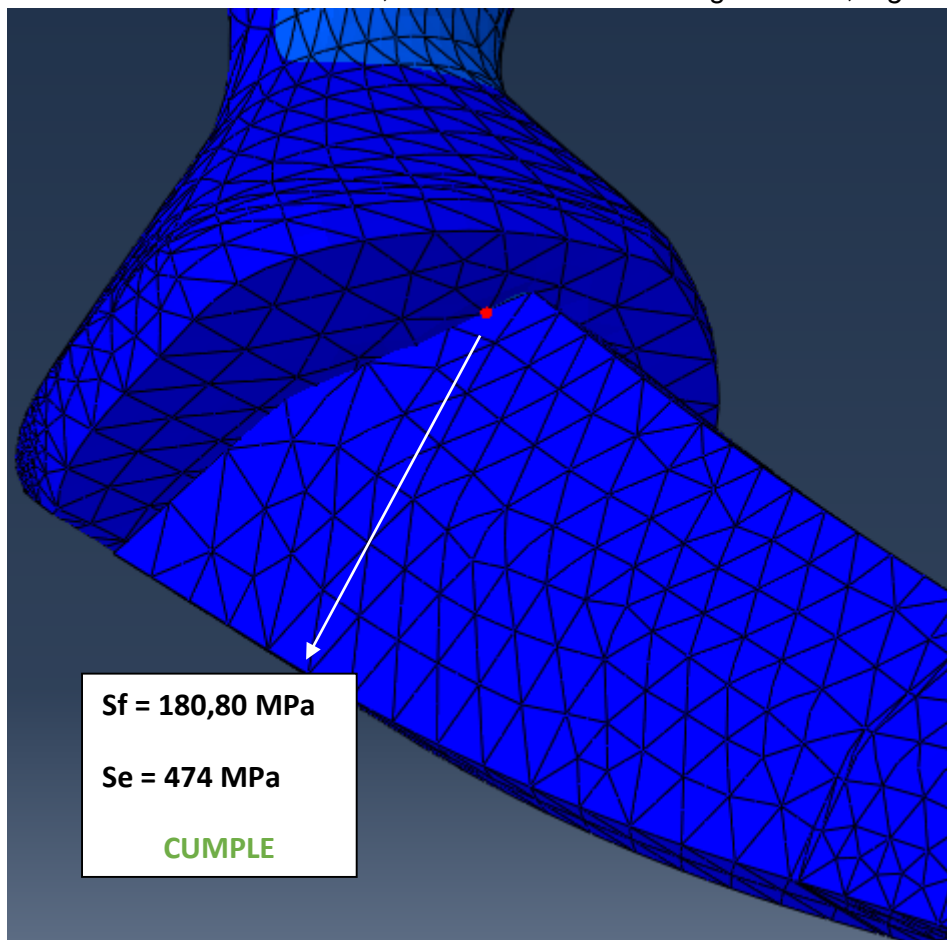


Fig. 54: Punto de evaluación N°3 ISO 7206 - 6

4. Punto de evaluación N°4, cerca del punto de aplicación, *Figura 55*.

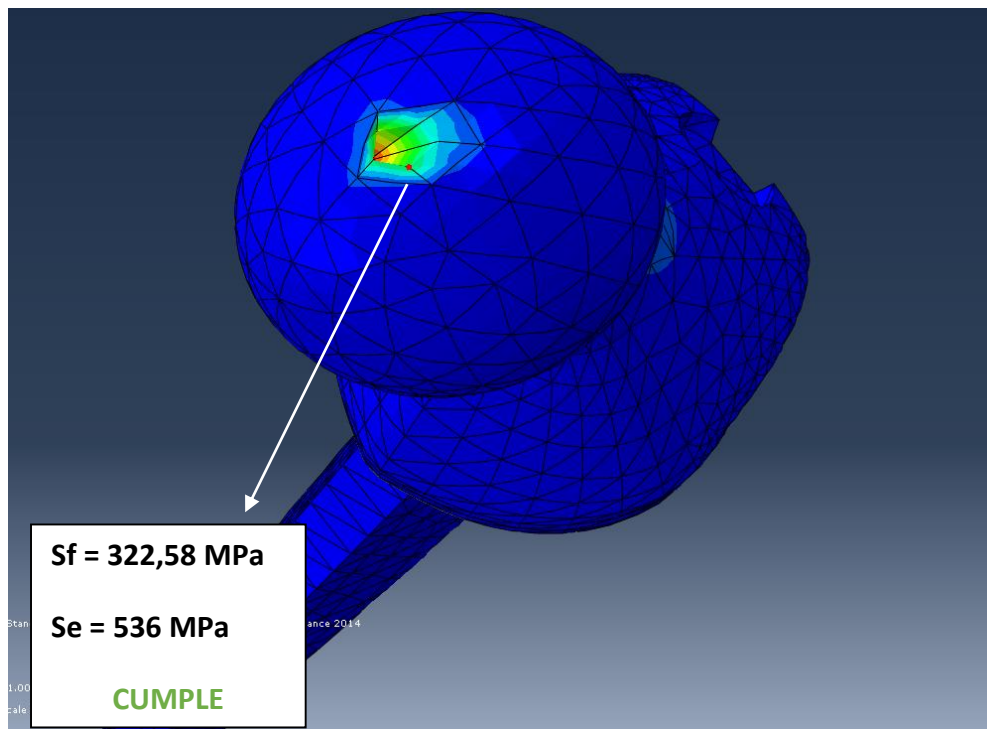


Fig. 55: Punto de evaluación N°4 ISO 7206 - 6

En este ensayo se obtienen tensiones mayores debido al incremento de la carga pero aun así en todos los casos se ve que la prótesis aguanta los 10 millones de ciclos del ensayo, de hecho, aguanta a vida infinita y no es necesario interpolar a 10 millones de ciclos.

Superados los dos ensayos que propone la norma 7206 para la prótesis a estudio, se puede concluir que la prótesis queda verificada por la norma ISO 7206.

### 5.2.2 Resultados ensayo prótesis ante distintos movimientos de la vida diaria

Se van a analizar los resultados obtenidos en la parte de titano que es la que sufre mayores tensiones. En ellos se ve que para ningún caso la tensión máxima de Von Mises del material se acerca a los 1000 MPa de tensión última (ver *Tabla 18*), por lo que procede un estudio a fatiga de la prótesis.

Ensayo	Tensión máxima de Von Mises
Subir escaleras	526 MPa
Bajar escaleras	405 MPa
Andar	561 MPa
Apoyado sobre una pierna	425 MPa

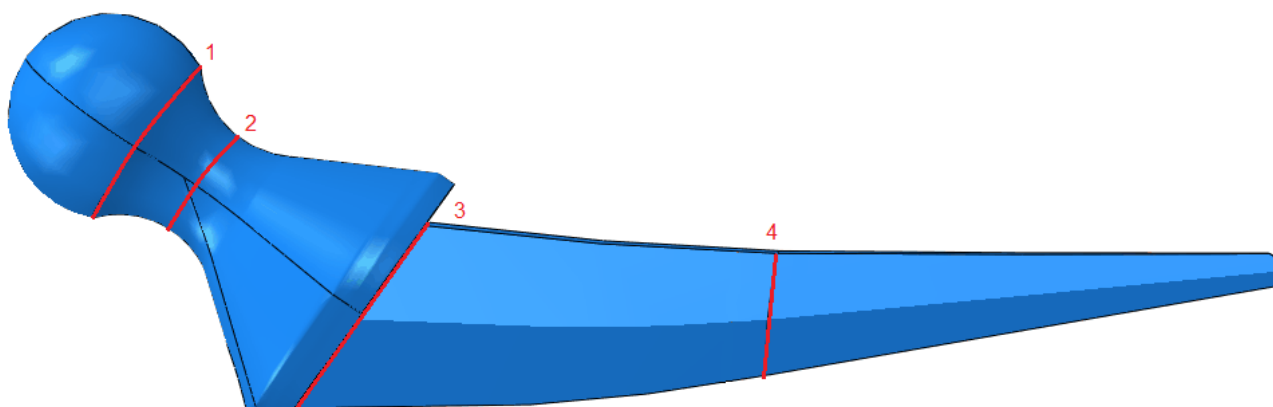
*Tabla 18: Tensiones máximas de Von Mises en función del movimiento*

En este caso se repite de nuevo el estudio que se realizaba para la comprobación de las normas ISO, por lo que se van a analizar para cada caso las tensiones en los puntos críticos a lo largo del movimiento y con ellas se calcula el  $S_f$  gracias a lo que dice Avilés y la ley de Goodman, tal y como se comentaba en el *Apartado 5.2.1.1*. En el que también se explicaba cómo calcular la vida infinita del material ( $S_e$ ) para cada punto crítico a través de la curva S-N del  $Ti_6Al_4V$  y la ecuación de Marin.

Se va a analizar la fatiga en 4 puntos críticos los cuales son en cada caso el punto donde se encuentre la tensión máxima en:

1. Borde de la cabeza femoral
2. Cuello femoral
3. Unión vástago – cabeza
4. Empotramiento del vástago

Se pueden ver estas zonas de análisis en la *Figura 56*. La  $S_e$  del material es la misma para cada zona sea cual sea el punto máximo en cada movimiento, los cálculos de las 4  $S_e$  aparecen en el *Anexo 2*.



*Fig. 56: Distintas zonas críticas donde estudiar la fatiga*

A continuación, en la *Tabla 19* se muestra un resumen de los resultados a fatiga obtenidos en cada punto para cada movimiento:

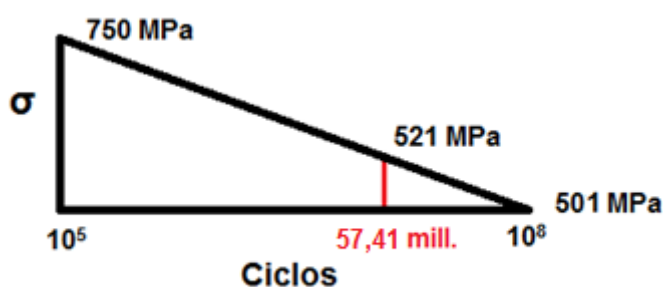
Zona crítica	1	2	3	4
Se ( MPa)	444	468	474	501
Subir escaleras – Sf ( MPa)	9	63	143	521
Bajar escaleras – Sf ( MPa)	15	69	124	102
Andar – Sf ( MPa)	13	54	132	257
Apoyado sobre una pierna – Sf ( MPa)	18	50	112	183

Tabla 19 : Resumen resultados a fatiga

En los resultados se observa que el único movimiento problemático es el que se realiza al subir escaleras. En el resto de movimientos no se genera tensión suficiente a fatiga para llegar a romper, por lo que alcanzan la vida infinita. En cambio en el caso de subir escaleras, se aprecia que en el punto de evaluación 4 (la zona del empotramiento) la tensión a fatiga supera el límite a vida infinita.

#### Cálculo del nº de ciclos que aguanta subiendo escaleras

Se procede a realizar una interpolación de ciclos para calcular cuántos ciclos aguantaría la prótesis subiendo escaleras. En la *Gráfica 8* donde aparecía la curva S-N del  $Ti_6Al_4V$  se ve que la  $S_a$  de esta aleación de titanio es de 750 MPa para  $10^5$  ciclos y a partir de ahí es lineal hasta vida infinita en  $10^8$  ciclos. En este punto de evaluación, la tensión a vida infinita toma el valor de 501 MPa. En la *Gráfica 9* aparece la interpolación de ciclos.



Gráfica 9: Interpolación ciclos subir escaleras

Con esta sencilla interpolación se obtiene que el modelo aguanta 57,41 millones de ciclos a fatiga lo que es una cifra muy elevada dado que es impensable que una persona que desarrolle una vida normal sea capaz de subir 57 millones de escalones.

Tras esta comprobación se concluye que la prótesis aguanta perfectamente ante movimientos cotidianos como los ensayados, teniendo estados tensionales máximos bastante inferiores al límite de rotura del material y tensión de fatiga por debajo del límite de vida infinita en la mayoría de los casos. El único movimiento que no aguanta a vida infinita es el de subir escaleras, pero tras los cálculos se ve que el número de ciclos, sin



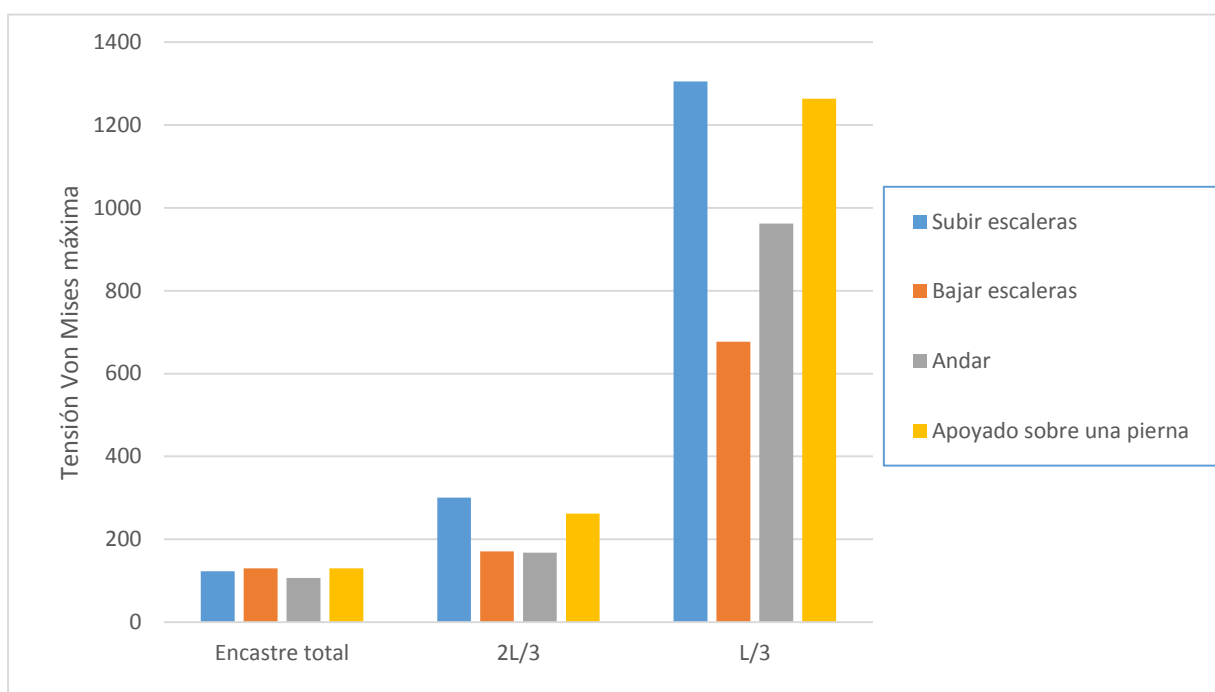
ser infinito, es lo suficientemente elevado como para afirmar que el implante aguantará perfectamente en un paciente que desarrolle una vida normal.

### 5.2.3 Resultados ensayos modificando el agarre

Se van a analizar los distintos estados tensionales que presenta la prótesis en función de su agarre para los 4 movimientos estudiados. A continuación se muestra una tabla resumen (*Tabla 20*) y una gráfica (*Gráfica 10*) en donde se pueden ver las tensiones máximas de Von Mises para cada uno de los movimientos y sujeciones.

Ensayo	L/3	2L/3	Encastre total
Subir escaleras	1305 MPa	301 MPa	123 MPa
Bajar escaleras	677 MPa	171 MPa	130 MPa
Andar	962 MPa	168 MPa	107 MPa
Apoyado sobre una pierna	1263 MPa	262 MPa	130 MPa

Tabla 20 : Tensiones máximas de Von Mises en función del agarre



Gráfica 10: Tensiones máximas de Von Mises

Se aprecia que aquellas circunstancias en las que la osteointegración con el hueso es óptima y no hay aflojamientos (todo el vástago encastrado), las tensiones que sufre el implante son mucho menores a las que refleja cuando no hay buena sujeción como se simula en los otros dos casos. De hecho, para el caso en el que sólo está sujeta un tercio de la prótesis, las tensiones máximas llegan a ser superiores a la tensión máxima de rotura del material (1000 MPa) por lo que éste fallaría.

Para comprobar como varía el estado tensional en función del tipo de agarre, en las Figuras 57, 58 y 59 se muestra el estado tensional máximo para las 3 sujeciones en el caso, por ejemplo, de subir escaleras que es el más desfavorable.



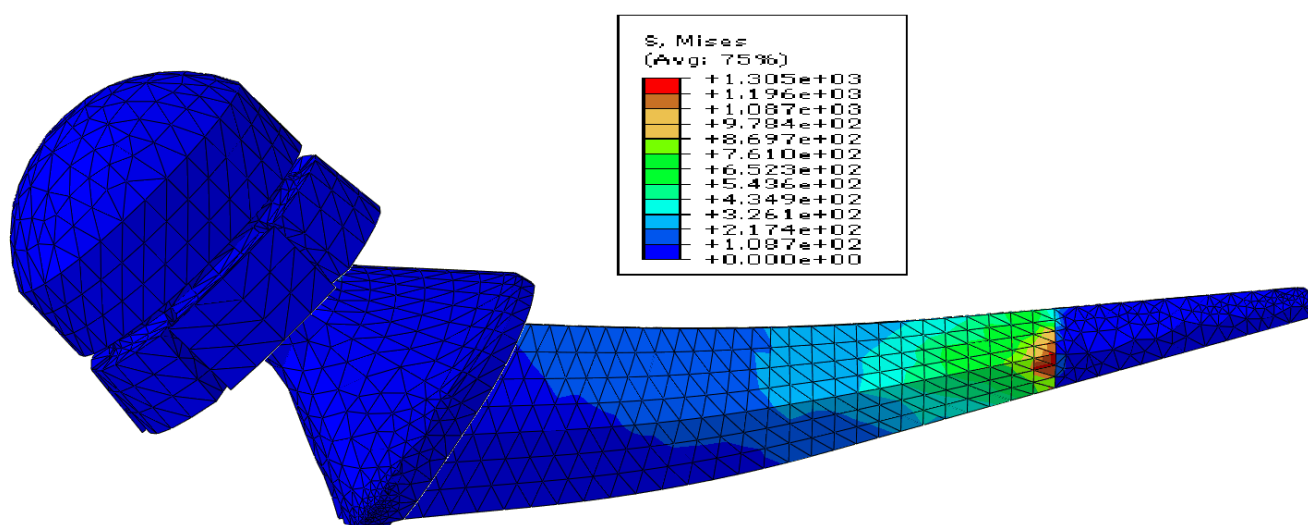


Fig. 57: Estado tensional encastre L/3

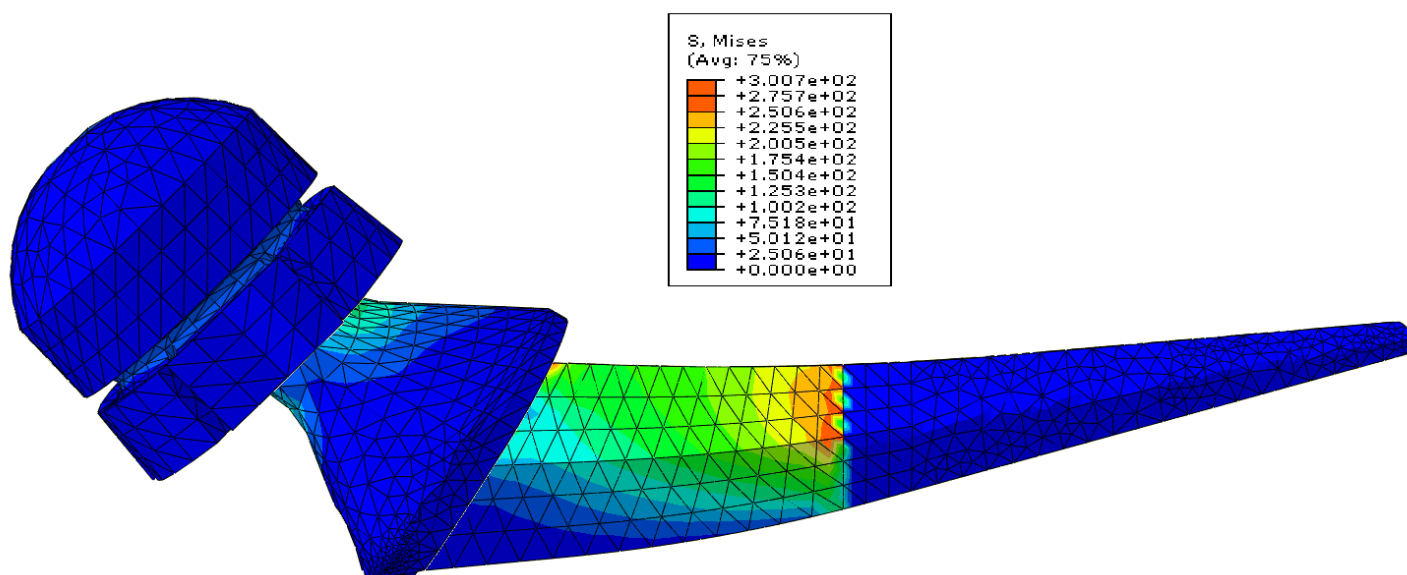


Fig. 58: Estado tensional encastre 2L/3

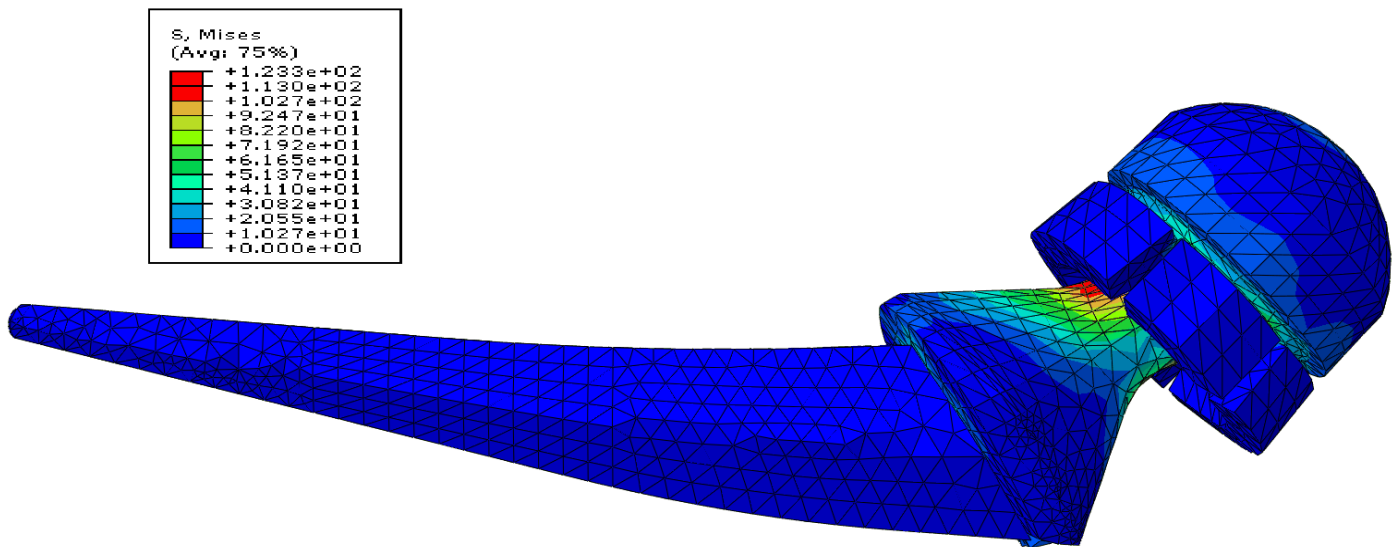


Fig. 59: Estado tensional encastre total vástago

En caso de que la prótesis se ancle de manera óptima la mayor parte de la carga recae sobre el cuello, sin embargo, en los casos donde no es óptima y hay un aflojamiento (durante 1/3 o 2/3 del vástago) la carga recae en la línea de encastre provocando tensiones mucho mayores. Cuanto menor es la sección de encastre y está más alejada del punto de aplicación, mucho mayor es la tensión.

Para profundizar en el análisis, se calculará cómo se comporta la prótesis a fatiga para cada uno de las 3 sujeciones. El procedimiento de cálculo es el mismo que en apartados anteriores y está explicado en el *Apartado 5.2.1.1*.

### **Ensayo a fatiga encastre total**

En primer lugar, se analiza la fatiga en el caso que el anclaje es perfecto y por tanto el encastre es total.

En este caso los puntos de análisis serán los puntos más críticos de las zonas 1, 2 y 3 de la *Figura 56* que son, respectivamente, el borde de la cabeza femoral, el cuello femoral, y la unión vástago – cabeza (encastre). Los cálculos de la Se son los mismos que anteriores ensayos y aparecen en el *Anexo 2*.

En la *Tabla 21* aparece un resumen de los resultados a fatiga obtenidos para cada uno de los 4 movimientos.

Zona crítica	1	2	3
Se ( MPa)	444	468	474
Subir escaleras – Sf ( MPa)	14	64	14
Bajar escaleras – Sf ( MPa)	10	68	13
Andar – Sf ( MPa)	8	54	13
Apoyado sobre una pierna – Sf ( MPa)	15	62	7

Tabla 21 : Resumen resultados a fatiga encastre total

Tras los análisis tensionales se puede concluir que si el implante está completamente bien fijado y no hay holguras, no romperá. Por un lado la tensión máxima de Von Mises como se veía en la *Tabla 20* es muy inferior a la máxima del material (1000 MPa).

Por otro lado, los resultados obtenidos a fatiga permiten afirmar que la prótesis no romperá y aguantará a vida infinita sean cuales sean los movimientos que se realice con ella siempre y cuando la fijación entre el hueso y el implante sea perfecta ya que los valores Sf para cualquier movimiento son muy inferiores en comparación con el valor de tensión a vida infinita.

### Ensayo a fatiga encastre 2L/3

Para este ensayo, los puntos de análisis son los puntos críticos de las 4 zonas que aparecen en la *Figura 56* que son: el borde de la cabeza femoral, el cuello femoral, la unión vástago – cabeza y la línea de encastre del vástago. La única diferencia es que el encastre en este caso se produce a 2L/3, por lo que el Se toma distinto valor. El cálculo del nuevo valor Se para la sección 4 así como los demás cálculos están en el *Anexo 2*.

En la *Tabla 22* aparece un resumen de los resultados a fatiga obtenidos para cada uno de los 4 movimientos.

Zona crítica	1	2	3	4
Se ( MPa)	444	468	474	491
Subir escaleras – Sf ( MPa)	17	60	129	234
Bajar escaleras – Sf ( MPa)	15	38	69	60
Andar – Sf ( MPa)	12	52	71	69
Apoyado sobre una pierna – Sf ( MPa)	13	63	132	107

Tabla 22 : Resumen resultados a fatiga encastre 2L/3

Analizando los resultados de tensiones se puede concluir que si el implante tiene una holgura en el que el agarre sólo sea del 66% del vástago, el implante aguantará a vida infinita. En ningún caso se sobrepasa el límite de rotura del material, y todas las tensiones  $S_f$  salen por debajo de la tensión a vida infinita.

### **Ensayo a fatiga encastre L/3**

Como se aprecia en la *Tabla 20*, las tensiones máximas de Von Mises son superiores al límite de rotura para los casos de subir escaleras y de mantenerse apoyado sobre una pierna. Por tanto, no tiene sentido analizar estos dos casos a fatiga y sólo se van a analizar los otros dos movimientos: bajar escaleras y andar.

Los puntos de análisis son los puntos críticos de las 4 zonas que aparecen en la *Figura 56*, con la diferencia que en este caso la línea de encastre del vástago está a L/3 y toma un valor distinto de tensión a vida infinita. El cálculo del nuevo valor  $S_e$  para la sección 4 así como los demás cálculos están en el *Anexo 2*.

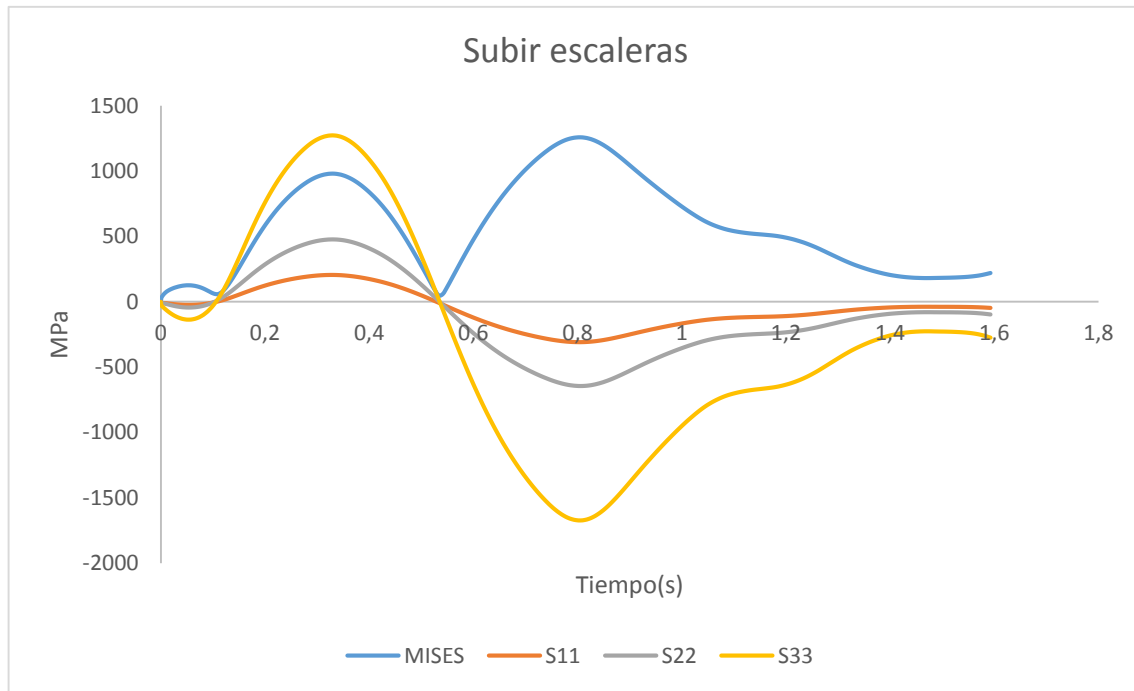
En la *Tabla 23* aparece un resumen de los resultados a fatiga obtenidos para estos dos movimientos.

Zona crítica	1	2	3	4
<b><math>S_e</math> ( MPa)</b>	<b>444</b>	<b>468</b>	<b>474</b>	<b>517</b>
<b>Bajar escaleras – <math>S_f</math> ( MPa)</b>	<b>14</b>	<b>69</b>	<b>72</b>	<b>322</b>
<b>Andar – <math>S_f</math> ( MPa)</b>	<b>13</b>	<b>55</b>	<b>72</b>	<b>314</b>

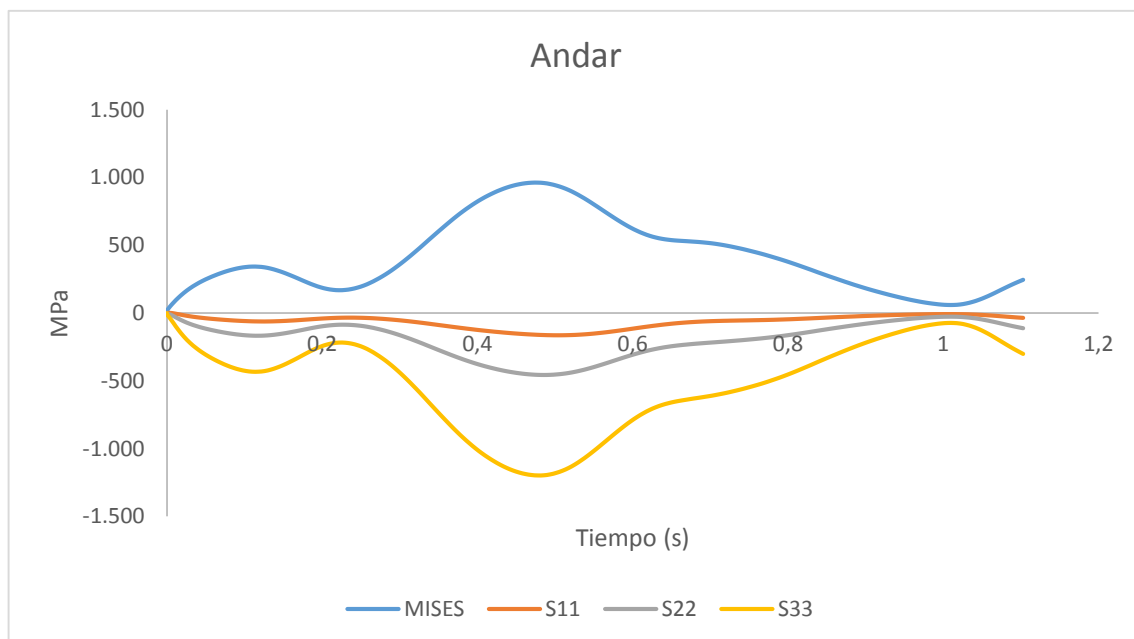
**Tabla 23 : Resumen resultados a fatiga encastre L/3**

Los resultados a fatiga son muy altos en el punto de encastre para ambos movimientos pero ninguno sobrepasa el límite de tensión a vida infinita. Esto está producido por el resultado negativo, sistemático, de la suma de las tres tensiones principales, la tensión equivalente es siempre a compresión (véase *Ecuación 1*). Esto se traduce en que las tensiones máximas siempre rondan el valor del cero y las mínimas el valor máximo de Von Mises en sentido negativo lo que ocasiona que las tensiones alternantes y medias tengan un valor de la mitad del máximo que no es lo suficientemente grande como para ocasionar fatiga.

En las *Gráficas 11 y 12* se puede comprobar cómo son las tres componentes de tensión principales en el punto de máxima tensión del movimiento de subir escaleras que sí genera fatiga, y el de andar que no la genera. Al subir escaleras se pasa de una tensión de compresión ( $S_{11}+S_{22}+S_{33} < 0$ ) a una de tracción ( $S_{11}+S_{22}+S_{33} > 0$ ) y a continuación otra vez compresión. En cambio, al andar la tensión que sufre el implante siempre es a compresión, por lo que la tensión media y alternante se reduce a la mitad del máximo.



Gráfica 4: Tensión de Von Mises y principales del movimiento subir escaleras



Gráfica 5: Tensión de Von Mises y principales del movimiento andar

De todas formas, se ha comprobado que si la prótesis ancla mal y el agarre es sólo del 33%, rompería porque sobrepasa los valores máximos de rotura del material para los movimientos tan cotidianos como subir escaleras y apoyarse sólo en un pie.

## 6 Conclusiones y análisis futuros

### 6.1 Conclusiones

Con la realización de este TFG se pretendía realizar un análisis resistente en un implante de cadera cuando el paciente realiza 4 actividades de la vida cotidiana: andar, subir escaleras, bajar escaleras y apoyarse sobre la pierna del implante.

Para realizar el posterior estudio, se ha tenido que validar el modelo de elementos finitos con la norma ISO 7206, aunque el desarrollo de la misma ha sido una simplificación dado que al realizarla de manera virtual no se podrían recrear todas las situaciones expuestas en ella.

Con el estudio de los movimientos cotidianos de un paciente se quería asegurar que tras una operación de este calibre, el paciente podría continuar con su vida normal sin que se produjese el fallo de la prótesis con el consiguiente coste humano y económico. En el ensayo en el que la prótesis está agarrada según indica la norma ISO 7206 se obtienen valores de tensiones muy lejanos de la tensión última. Tras realizar el análisis a fatiga, se ve que sólo un movimiento de los 4 -subir escaleras- no alcanza vida infinita, pero el número de ciclos es tan elevado (57 millones) que resulta impensable que un paciente normal tenga ningún tipo de problema de fatiga en este caso.

Se prosigue el estudio modificando los agarres del implante para simular diferentes situaciones de anclajes entre el hueso y el implante y así analizar la importancia del mismo para el aguante resistente del implante. Se ha visto que cuando el anclaje es óptimo el implante se comporta de manera ideal, con grandes márgenes de seguridad y con tensiones tan pequeñas que no ocasionan fallas ni fatiga en el material. Pero si el anclaje no es del todo óptimo por problemas como la mala osteointegración, la mala cementación o la falla en un momento determinado del hueso de anclaje, las tensiones que aguanta el implante en el punto de agarre son mucho mayores. Los resultados con un agarre de un 66% del vástago son de tensiones máximas de más del doble que en un hipotético agarre óptimo, sin llegar éstas a la tensión última del material y sin ocasionar ningún problema a fatiga. En caso de que el agarre sea del 33%, las tensiones se disparan hasta un valor 10 veces superior al obtenido con un agarre perfecto, superando el valor de tensión última, lo que produce el colapso del modelo. La razón es que cuánto más alejado está el agarre del punto de aplicación aparecen momentos mayores, que deben ser soportados por una sección de menor tamaño.

Generalmente las intervenciones son eficaces y el agarre entre el hueso y el implante es bastante bueno por lo que el implante aguantará ante los diferentes movimientos del día a día de un paciente, siendo muy difícil que se produzca la falla del mismo. Pero si por algún factor el agarre no fuera perfecto, se ha observado en el estudio cómo aumentan exponencialmente las tensiones cuanto peor es el agarre pudiendo llegar a producir la rotura del implante.

Por lo tanto, tras los distintos ensayos realizados se concluye que en condiciones normales la prótesis aguantará perfectamente ante los diferentes movimientos. El factor

más importante para que el implante afronte con éxito los quehaceres de una vida normal no es tanto el diseño del mismo (ya que actualmente los diseños son muy válidos) sino el modo y eficacia con el que se implanta.

## 6.2 Análisis futuros

Tras los resultados obtenidos en el presente TFG se plantean las siguientes líneas de trabajo futuro:

- Ensayos resistentes del implante ante movimientos de carga máxima y no media como se ha estudiado. En el propio estudio del que se extraen los valores de las fuerzas medias de cada movimiento examinado aparecen una serie de estas fuerzas “pico” cuyo análisis sería interesante.
- Validación del acetábulo de polietileno y análisis del mismo. Como no se ha podido validar el acetábulo, no se ha analizado en profundidad lo qué sucede cuando recibe estas cargas.
- Ensayos resistentes del implante dejando margen de movimiento en los agarres simulando el aflojamiento tan común. Estudio de cómo se genera este aflojamiento. Recuérdese que el aflojamiento es la primera causa de revisión de prótesis.
- Optimización del modelo de la prótesis para conseguir un mejor comportamiento ante las cargas estudiadas.



## 7 Planificación y presupuesto

### 7.1 Planificación

El proyecto se ha realizado durante 9 meses, desde mediados de enero hasta mediados de septiembre. Se distinguen tres grupos de tareas principales: búsqueda de información, redacción de la memoria y validación y ensayos.

En primer lugar se busca toda la información relativa al implante de cadera que pueda ser útil. A continuación se redacta la parte teórica del proyecto a la vez que se valida el modelo y se ensaya con el mismo. Una vez concluidos los ensayos, sólo falta incluir los resultados en la memoria junto con los últimos retoques.

En la *Figura 60* se muestra el diagrama de Gantt, que ha sido realizado con el programa GANTTPROJECT, en el que se representan todas las tareas del proyecto y en el que aparece rayado el camino crítico del mismo. En el *Anexo 3* aparece una tabla en la que se puede apreciar las fechas de inicio y fin de cada tarea.

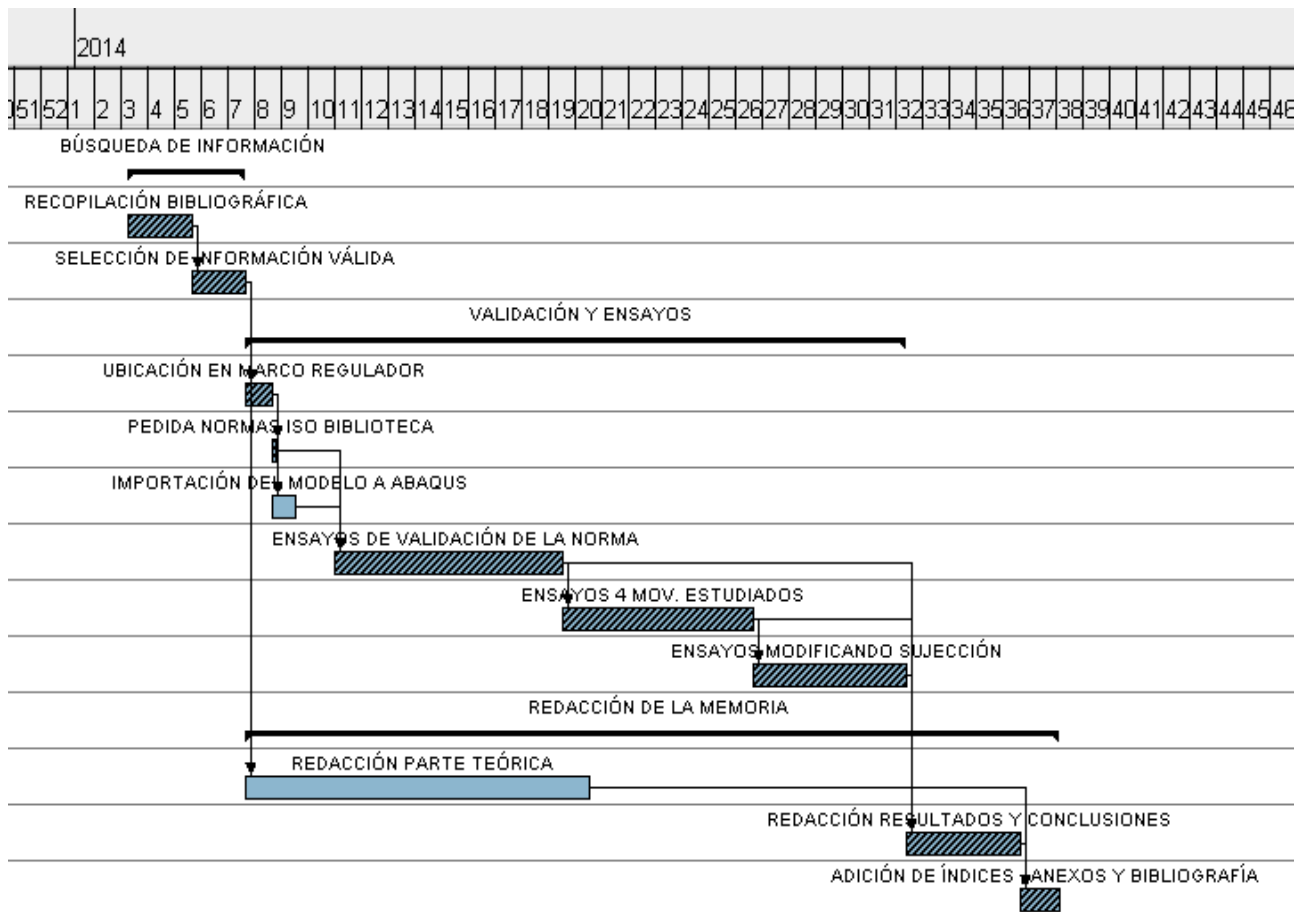


Fig. 60: Diagrama de Gantt del proyecto

## 7.2 Presupuesto

Para la realización de este proyecto se han invertido tanto recursos materiales como recursos humanos. Se calcula aproximadamente que se ha estado realizando el proyecto durante 600 horas repartidas a lo largo de 9 meses. La tutora (Doctora en Ingeniería) ha empleado unas 50 horas en la supervisión del proyecto. En las *Tablas 24 y 25* se muestran los desgloses presupuestarios de recursos humanos y de materiales.

Recurso	Período de actividad	Coste	Coste real
Microsoft Office 365 Universitarios	9 meses	79 € - 4 años	14,81 €
ABAQUS v.6.13	9 meses	33.650 € - 1 año	25.237,50 €
Ordenador personal	-	1.000 €	1.000,00 €
Norma ISO 7206	-	308 €	308,00 €
<b>Total</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>26.560,31 €</b>

Tabla 24 : Presupuesto recursos materiales

Recurso	Período de actividad	Coste	Coste real
Ingeniero Industrial Novel	500 horas	15€ / hora	7.500,00 €
Doctora Ingeniería	50 horas	40€ / hora	2.000,00 €
<b>Total</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>9.500,00 €</b>

Tabla 25 : Presupuesto recursos humanos

El presupuesto total del TFG asciende a **36.060 €** entre costes materiales y humanos.

## 8 Referencias bibliográficas

### 8.1 Bibliografía

1. Ministerio de Sanidad. Sustitución de cadera excepto por complicaciones, año 2012. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en:  
<http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/2012/Hospitalizaci%C3%B3n/Informes%20Individuales%20por%20GRD%20AP/A%C3%B1o%202012%20GRD%20AP%20818.htm>
2. CAMPOS, F., GIBES, I., CANTO, M. y GONZÁLEZ, E. (2005). Fractura de cadera. Un problema que previsiblemente aumentará en los próximos años. *Enfermería integral*, sep., pp.17-20.
3. FICA, A., LLANOS, C., LUZORO, A., DE LA BARRERA, C. y MIRANDA, G. (2000). Infecciones en prótesis articulares. *Rev Chil Infect*, 17, pp.115-21.
4. Ministerio de Sanidad. Revisión o Sustitución de cadera por complicaciones, año 2012. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en:  
<http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/2012/Hospitalizaci%C3%B3n/Informes%20Individuales%20por%20GRD%20AP/A%C3%B1o%202012%20GRD%20AP%20817.htm>
5. Ministerio de Sanidad. Informe evolutivo 2002-2012 sustitución de cadera excepto por complicaciones. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en:  
<http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/Informe%20evolutivos/0.4%20Evoluci%C3%B3n%20de%20los%20%20GRD%20m%C3%A1s%20frecuentes.htm>
6. ALLEPUZ, A., SERRA-SUTTON, V., ESPALLARGUES, M., SALVADOR, X. y PONS, J.M.V. (2008). Artroplastias de cadera y rodilla en Cataluña desde 1994 a 2005. *Gac Sanit*, 22(6), pp.534-540.
7. MALDONADO, Z., BENDAYAN, J. y CERROLAZA, M. (2000). Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos. *Revista internacional de métodos numéricos para cálculo y diseño en ingeniería*, 16(4), pp.395-420.
8. PALASTANGA, N., FIELD, D. y SOAMES, R. (2000). Anatomía y movimiento humano. González del Campo, Pedro (trad.). Barcelona: Ediciones Paidotribo.
9. FERNÁNDEZ-FAIRÉN, M. (2000). Biomecánica de la cadera. En Viladot, A., *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* (pp.185-197). Barcelona: Springer-Verlag Ibérica.
10. Sociedad Española de Reumatología. La artrosis de cadera. [Publicación seriada en línea]. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en:  
<http://www.ser.es/ArchivosDESCARGABLES/Folletos/16.pdf>
11. HERNÁNDEZ, D. (1997). La cadera. Cirugía Ortopédica y Traumatología. Madrid: Panamericana.
12. PARKER, M. y JOHANSEN, A. (2007). Hip fracture. *BMJ*, 33, pp.27-30.
13. MCRAE, R. (2000). Ortopedia fracturas, exploración y tratamiento. Madrid: Marbán libros.

14. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. (2001). Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. La cadera. Tomo I. VILLA, L.F. y PÉREZ, A.J. (coordinadores). Barcelona: Masson
15. FERNÁNDEZ-VALENCIA, J.A. (2014). Prótesis de Cadera. Tipos. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en: [http://www.cirugiadecadera.com/Dr.\\_Jenaro\\_A.\\_Fernandez-Valencia\\_cirujano\\_de\\_cadera\\_en\\_barcelona/Protesis\\_de\\_cadera.\\_Tipos\\_Dr.\\_Jenaro\\_A.\\_Fernandez-Valencia\\_Cirujano\\_de\\_Cadera\\_en\\_Barcelona\\_Protesis\\_total\\_de\\_cadera\\_Recambio\\_de\\_protesis\\_de\\_cadera\\_Resurfacing\\_Espana\\_Medico.html](http://www.cirugiadecadera.com/Dr._Jenaro_A._Fernandez-Valencia_cirujano_de_cadera_en_barcelona/Protesis_de_cadera._Tipos_Dr._Jenaro_A._Fernandez-Valencia_Cirujano_de_Cadera_en_Barcelona_Protesis_total_de_cadera_Recambio_de_protesis_de_cadera_Resurfacing_Espana_Medico.html)
16. FERNÁNDEZ-VALENCIA, J.A. (2014). Prótesis Total de Cadera. Vástago Corto. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en: [http://www.cirugiadecadera.com/Dr.\\_Jenaro\\_A.\\_Fernandez-Valencia\\_cirujano\\_de\\_cadera\\_en\\_barcelona/Protesis\\_de\\_Vastago\\_Corto.\\_P\\_roteisis\\_total\\_de\\_Cadera\\_Adulto\\_Joven.html](http://www.cirugiadecadera.com/Dr._Jenaro_A._Fernandez-Valencia_cirujano_de_cadera_en_barcelona/Protesis_de_Vastago_Corto._P_roteisis_total_de_Cadera_Adulto_Joven.html)
17. FERNÁNDEZ-VALENCIA, J.A. (2014). Resurfacing o prótesis de superficie de la cadera. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en: [http://www.cirugiadecadera.com/Dr.\\_Jenaro\\_A.\\_Fernandez-Valencia\\_cirujano\\_de\\_cadera\\_en\\_barcelona/Protesis\\_de\\_cadera.\\_Resurfacing\\_Ventajas\\_e\\_Inconvenientes.html](http://www.cirugiadecadera.com/Dr._Jenaro_A._Fernandez-Valencia_cirujano_de_cadera_en_barcelona/Protesis_de_cadera._Resurfacing_Ventajas_e_Inconvenientes.html)
18. DUQUE, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ, J.A. (2011). Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada. Canarias médica y quirúrgica, 9(25), pp.32-48. [Páginas de interés 36-37].
19. DUQUE, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ, J.A. (2011). Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada. Canarias médica y quirúrgica, 9(25), pp.32-48. [Páginas de interés 40-46].
20. DUQUE, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ, J.A. (2011). Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada. Canarias médica y quirúrgica, 9(25), pp.32-48. [Página de interés 46].
21. RIPOLL Y DE PRADO. (2013). Reemplazo parcial de cadera. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en: <http://www.ripollydeprado.com/ver/reemplazo-parcial-de-cadera/>
22. DUQUE, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ, J.A. (2011). Pares de fricción en la artroplastia total de cadera (ATC): Parámetros Tribológicos. Canarias médica y quirúrgica, 9(25), pp.19-29.
23. ABRAHAM, G.A., GONZÁLEZ, M.F. y CUADRADO, T.R. (2001). Hacia nuevos biomateriales: Aportes desde el campo de la Química Macromolecular. Anales de la Real Sociedad Española de Química, 101(2), pp.22-32.
24. GIL, F.J., GINEBRA, M.P. y PLANELL, J.A. (2002). Biomaterials. Descriptiva de materials. materials en el procés de disseny, 20. [Publicación seriada en línea]. [Consulta: 2014-08-22]. Disponible en: [http://tdd.elisava.net/coleccion/20/gil\\_ginebra\\_planell](http://tdd.elisava.net/coleccion/20/gil_ginebra_planell)
25. LIZARBE, M.A. (2007). Sustitutivos de tejidos: de los biomateriales a la Ingeniería tisular. Rev.R.Acad.Cienc.Exact.Fís.Nat., 101(1), pp.227-249.
26. GIL, F.J., GINEBRA, M.P. y PLANELL, J.A. (1999). Metales y aleaciones para la substitución de tejidos duros. Biomecánica, VII, 13, pp.73-78.

27. MURATORE, G., OJEDA, J.S., ERDOCIA, P., CARRASCO, L., CHIRINO, A. y RODRÍGUEZ, J.P. (2003). Biomateriales cerámicos. XVII Jornadas canarias de traumatología y cirugía ortopédica, pp. 306-311.
28. BREITBART, A.S. y ABLAZA, V.J. (2006). Implant materials. En Thorne, C.H., Grabb and Smith's Plastic Surgery 6th edition (pp.58-65). USA: Lippincott Williams and Wilkins.
29. RODRÍGUEZ, V. (2009). Análisis del comportamiento estático de ejes con fisuras de frente elíptico. [PFC]. Departamento de ingeniería mecánica, Universidad Carlos III de Madrid.
30. Abaqus 6.9 Online Documentation. (2009). Getting Started with Abaqus: Keywords Edition. [Consulta: 2014-09-16]. Disponible en : [https://www.tu-chemnitz.de/projekt/abq\\_hilfe/docs/v6.9/books/gsk/default.htm?startat=ch13.html](https://www.tu-chemnitz.de/projekt/abq_hilfe/docs/v6.9/books/gsk/default.htm?startat=ch13.html)
31. SALAZAR, R.R. (2012) El titanio y sus aleaciones. Su aplicación en Implantes óseos de cadera. Revista estudiantil nacional de ingeniería y arquitectura ,3 (1), pp.1-9.
32. BERGMANN, G., GRAICHEN, F., OHLMANN, A., BENDER, A., HEINLEIN, B., DUDA, G.N., HELLER, M.O. y MORLOCK, M.M. (2010). Realistic loads for testing hip implants. Biomed mater Eng, 20(2); pp. 65-75.
33. ZHENG, X.W. (2009). Finite Element Analysis of Stress Distribution of Cemented Stem After Total Hip Replacement. NSFC, 59975048.
34. AVILÉS, R. (2005). Análisis de fatiga en máquinas. Madrid: Thomson Editores Spain. [Página de interés 248].
35. AVILÉS, R. (2005). Análisis de fatiga en máquinas. Madrid: Thomson Editores Spain. [Página de interés 332].
36. OKAZAKI, Y. (2012). Comparison of Fatigue Properties and Fatigue Crack Growth Rates of Various Implantable Metals. Materials, 5, pp.2981-3005.
37. AVILÉS, R. (2005). Análisis de fatiga en máquinas. Madrid: Thomson Editores Spain. [Página de interés 258].

## 8.2 Bibliografía de figuras, tablas y gráficas

38. Tabla obtenida de: Ministerio de Sanidad. Sustitución de cadera excepto por complicaciones, año 2012. Disponible en: <http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/2012/Hospitalizaci%C3%B3n/Informes%20Individuales%20por%20GRD%20AP/A%C3%B1o%202012%20GRD%20AP%20818.htm> [Consulta: 2014-08-22].
39. Tabla obtenida de: Ministerio de Sanidad. Revisión o Sustitución de cadera por complicaciones, año 2012. Disponible en: <http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/2012/Hospitalizaci%C3%B3n/Informes%20Individuales%20por%20GRD%20AP/A%C3%B1o%202012%20GRD%20AP%20817.htm> [Consulta: 2014-08-22].
40. Tabla obtenida de: Ministerio de Sanidad. Informe evolutivo 2002-2012 sustitución de cadera excepto por complicaciones. Disponible en: <http://pestadistico.inteligenciadegestion.msssi.es/Docs/InformesCMBD/Informe>

- [s%20evolutivos/0.4%20Evoluci%C3%B3n%20de%20los%2020%20GRD%20m%C3%A1s%20frecuentes.htm](#) [Consulta: 2014-08-22].
41. Figura obtenida de: [http://www.miartroscopiadecadera.com/01\\_articulacion.html](http://www.miartroscopiadecadera.com/01_articulacion.html) [Consulta: 2014-08-22].
42. Figura obtenida de: [http://www.traumazamora.org/presentaciones/luxacion\\_cadera/luxacion\\_cadera.htm#slide0037.htm](http://www.traumazamora.org/presentaciones/luxacion_cadera/luxacion_cadera.htm#slide0037.htm) [Consulta: 2014-08-22].
43. Figura obtenida de: <http://www.anatomiahumana.ucv.cl/kine1/top9.html> [Consulta: 2014-08-22].
44. Figura modificada de: <http://www.monografias.com/trabajos87/recuperacion-funcional-factores-fractura-cadera/recuperacion-funcional-factores-fractura-cadera.shtml> [Consulta: 2014-08-22].
45. Figura modificada de: <http://elsistemamuscular.blogspot.com.es/2011/12/movimientos-musculares-del-cuerpo.html> [Consulta: 2014-08-22].
46. Figura modificada de: <http://cto-am.com/cadera.htm> [Consulta: 2014-08-22].
47. Figura modificada de: <http://www.monografias.com/trabajos63/anatomia-cadera/anatomia-cadera2.shtml> [Consulta: 2014-08-22].
48. Figura obtenida de: [http://www.stryker.es/st-index/st\\_pag\\_patients-home/st\\_pag\\_patients-hip/st\\_pag\\_patients-hip-replacement.htm](http://www.stryker.es/st-index/st_pag_patients-home/st_pag_patients-hip/st_pag_patients-hip-replacement.htm) [Consulta: 2014-08-22].
49. Figura obtenida de: <http://elvisosalud.es/servicios/protesis-cadera-rodilla-tobillo-madrid/> [Consulta: 2014-08-22].
50. Figura modificada de: <https://www.jaaos.org/content/15/12/716/F3.expansion> [Consulta: 2014-08-22].
51. Figura modificada de: <http://www.mendmyhip.com/hip-bone-femur-injuries/hip-intertrochanteric-fracture-treatments.php> [Consulta: 2014-08-22].
52. Figura combinada de :  
- <http://www.traumazamora.org/articulos/osteonecrosis/osteonecrosis.html>  
- <http://uwcase.blogspot.com.es/2012/09/irreducible-femoral-head-fracture.html>  
[Consulta: 2014-08-22].
53. Figura obtenida de: <http://www.galenusrevista.com/Tratamiento-de-las-fracturas-de-la.html> [Consulta: 2014-08-22].
54. Figura combinada de:  
- <http://www.dar-ajaza-slamia.org.lb/cms/assets/congress%202009/dr%20mohamad%20badra%2020091003.pdf> [Consulta: 2014-08-22].  
- PEYSER, A., WEIL, Y.A., BROCKE, L., SELA, Y., MOSHEIFF, R., MATTAN, Y., MANOR, O. y LIEBERGALL, M. (2007). A prospective, randomised study comparing the percutaneous compression plate and the compression hip screw for the treatment of intertrochanteric fractures of the hip. The journal of bone and joint surgery, 89 (9), pp.1210-1217.  
- BERTRAND, D., GONZÁLEZ-BUSTO, I., SOLÍS, A., PAZ-APARICIO, J., NÚÑEZ-BATALLA, D. y PAZ-JIMÉNEZ, J. (2014). Fracturas pertrocanterias de fémur en el anciano: clavo Gamma y clavo PFN. Estudio comparativo. Revista española de cirugía ortopédica y traumatología, 48(1).



55. Figura obtenida de: MALDONADO, Z., BENDAYAN, J. y CERROLAZA, M. (2000). Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos. Revista internacional de métodos numéricos para cálculo y diseño en ingeniería, 16(4), pp.395-420.
56. Figura obtenida de: <http://www.cirugiaarticular.com/protesis/cadera/> [Consulta: 2014-08-22].
57. Figura obtenida de: FERNÁNDEZ-VALENCIA, J.A. (2014). Prótesis Total de Cadera. Vástago Corto. Disponible en: [http://www.cirugiadecadera.com/Dr. Jenaro A. Fernandez-Valencia cirujano de cadera en barcelona/Protesis de Vastago Corto. Protesis total de Cadera Adulto Joven.html](http://www.cirugiadecadera.com/Dr._Jenaro_A._Fernandez-Valencia_cirujano_de_cadera_en_barcelona/Protesis_de_Vastago_Corto._Protesis_total_de_Cadera_Adulto_Joven.html) . [Consulta: 2014-08-22].
58. Figura obtenida de: <http://resurfacing.blogspot.es/> [Consulta: 2014-08-22].
59. Figura modificada de: <http://www.shpr.se/en/DefaultPatients/GuideOnTreatment/GuideOnSurgicalWay/PatientGuide322.aspx> [Consulta: 2014-08-22].
60. Figura obtenida de: RIPOLL Y DE PRADO. (2013). Reemplazo parcial de cadera. Disponible en: <http://www.ripollydeprado.com/ver/reemplazo-parcial-de-cadera/> [Consulta: 2014-08-22].
61. Tabla creada a partir de tablas de: DUQUE, J.F., NAVARRO NAVARRO, R., NAVARRO GARCÍA, R. y RUIZ, J.A. (2011). Pares de fricción en la artroplastia total de cadera (ATC): Parámetros Tribológicos. Canarias médica y quirúrgica, 9(25), pp.19-29.
62. Figura obtenida de: <http://www.a2csum.com/catalogo.php?categoria=15> [Consulta: 2014-08-22].
63. Figura obtenida de: <http://www.a2csum.com/catalogo.php?categoria=16> [Consulta: 2014-08-22].
64. Tabla obtenida de: GIL, F.J., GINEBRA, M.P. y PLANELL, J.A. (1999). Metales y aleaciones para la sustitución de tejidos duros. Biomecánica, VII, 13, pp.73-78.
65. Tabla obtenida de: MURATORE, G., OJEDA, J.S., ERDOCIA, P., CARRASCO, L., CHIRINO, A. y RODRÍGUEZ, J.P. (2003). Biomateriales cerámicos. XVII Jornadas canarias de traumatología y cirugía ortopédica, pp. 306-311.
66. Figura obtenida de: <http://www.a2csum.com/catalogo.php?categoria=74> [Consulta: 2014-08-22].
67. Figura traducida de: MURATORE, G., OJEDA, J.S., ERDOCIA, P., CARRASCO, L., CHIRINO, A. y RODRÍGUEZ, J.P. (2003). Biomateriales cerámicos. XVII Jornadas canarias de traumatología y cirugía ortopédica, pp. 306-311.
68. Figura obtenida de : <http://www.monografias.com/trabajos82/aplicacion-mef-soldadura/aplicacion-mef-soldadura2.shtml> [Consulta: 2014-09-15].
69. Gráfica modificada de: Abaqus 6.9 Online Documentation. (2009). Getting Started with Abaqus: Keywords Edition. Disponible en: [https://www.tu-chemnitz.de/projekt/abq\\_hilfe/docs/v6.9/books/gsk/default.htm?startat=ch13.html](https://www.tu-chemnitz.de/projekt/abq_hilfe/docs/v6.9/books/gsk/default.htm?startat=ch13.html) [Consulta: 2014-09-16].



70. Tabla obtenida de :  
-CALVO, S., NÚÑEZ, J.L., CALVO, B. y MARTÍNEZ.M.A. (2005).  
Determinación de las presiones de contacto en el polietileno de prótesis de rodilla. Estimación de vida a fatiga. Anales de mecánica de la fractura, 22, pp.422-427.  
- <http://asm.matweb.com/search/SpecificMaterial.asp?bassnum=MTP641>  
[Consulta: 2014-08-24].
71. Figura modificada de: BERGMANN, G., GRAICHEN, F., OHLMANN, A., BENDER, A., HEINLEIN, B., DUDA, G.N., HELLER, M.O. y MORLOCK, M.M. (2010). Realistic loads for testing hip implants. Biomed mater Eng, 20(2); pp. 65-75.
72. Gráfica modificada de: OKAZAKI, Y. (2012). Comparison of Fatigue Properties and Fatigue Crack Growth Rates of Various Implantable Metals. Materials, 5, pp.2981-3005.

## ANEXOS

### Anexo 1

# DISTRIBUCIÓN DE IMPLANTES PRIMARIOS Y ESTANCIA MEDIA POR COMUNIDAD [38]

---

Comunidad Autónoma	Nº Altas	Estancias	Casos /100.000 h.	Estancia Media(días)
ANDALUCÍA	4458	35153	53,72	7,89
ARAGÓN	1192	12154	90,86	10,2
ASTURIAS	1463	15894	139,44	10,86
BALEARS	645	5518	58,78	8,56
CANARIAS	693	7041	32,67	10,16
CANTABRIA	663	5927	114,71	8,94
CASTILLA Y LEÓN	2677	25421	108,45	9,5
CASTILLA - LA MANCHA	1327	12191	64,94	9,19
CATALUÑA	6086	53013	83,49	8,71
COMUNIDAD VALENCIANA	3678	26168	73,39	7,11
EXTREMADURA	676	6390	62,49	9,45
GALICIA	2656	26254	97,63	9,88
MADRID	3529	36768	55,08	10,42
MURCIA	699	5907	47,31	8,45
NAVARRA	595	6307	95,43	10,6
PAIS VASCO	1988	17338	93,91	8,72
LA RIOJA	320	2157	102,71	6,74
CEUTA	28	358	36,21	12,79
MELILLA	19	221	24,41	11,63
TOTAL	33392	300180	72,33	8,99

# DISTRIBUCIÓN DE IMPLANTES DE REVISIÓN Y ESTANCIA MEDIA POR COMUNIDAD [39]

---

Comunidad Autónoma	Nº Altas	Estancias	Casos /100.000 h.	Estancia Media(días)
ANDALUCÍA	515	6090	6,21	11,83
ARAGÓN	123	1730	9,38	14,07
ASTURIAS	221	3861	21,06	17,47
BALEARS	93	1061	8,48	11,41
CANARIAS	110	1492	5,19	13,56
CANTABRIA	105	1426	18,17	13,58
CASTILLA Y LEÓN	298	3768	12,07	12,64
CASTILLA - LA MANCHA	134	1574	6,56	11,75
CATALUÑA	828	11457	11,36	13,84
COMUNIDAD VALENCIANA	514	5017	10,26	9,76
EXTREMADURA	57	808	5,27	14,18
GALICIA	366	6267	13,45	17,12
MADRID	748	12581	11,68	16,82
MURCIA	153	1746	10,36	11,41
NAVARRA	67	940	10,75	14,03
PAIS VASCO	307	4226	14,5	13,77
LA RIOJA	76	643	24,39	8,46
CEUTA	1	84	1,29	84
MELILLA				
TOTAL	4716	64771	10,22	13,73

## Cálculo vida infinita modificada (Se)

### 1. Borde de la cabeza femoral:

1. Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1.58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
2. Factor de tamaño : Diámetro 20 mm  $\rightarrow K_b = 0,894$
3. Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
4. Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$Se = 0,878 \cdot 0,894 \cdot 0,868 \cdot 650 = 444 \text{ MPa}$$

### 2. Estrechez cuello femoral :

- Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1.58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
- Factor de tamaño : Diámetro 12,6 mm  $\rightarrow K_b = 0,944$
- Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
- Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$Se = 0,878 \cdot 0,944 \cdot 0,868 \cdot 650 = 467,6 \text{ MPa}$$

### 3. Unión vástago-cabeza :

1. Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1.58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
2. Factor de tamaño :  $D_{equivalente} = \sqrt{\frac{0,05 \cdot A_{hex}}{0,0766}} = 11,33 \text{ mm} \rightarrow K_b = 0,956$
3. Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
4. Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$Se = 0,878 \cdot 0,956 \cdot 0,868 \cdot 650 = 473,57 \text{ MPa}$$

### 4. Encastrado del vástago según norma ISO 7206 - 4:

- Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1.58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
- Factor de tamaño :  $D_{equivalente} = \sqrt{\frac{0,05 \cdot A_{hex}}{0,0766}} = 6,9 \text{ mm} \rightarrow K_b = 1,011$

- Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
- Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$S_e = 0,878 \cdot 1,011 \cdot 0,868 \cdot 650 = 500,8 \text{ MPa}$$

5. Cerca del punto de aplicación :

- Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1,58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
- Factor de tamaño : Diámetro 3,8 mm  $\rightarrow K_b = 1,082$
- Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
- Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$S_e = 0,88 \cdot 0,894 \cdot 0,868 \cdot 650 = 536 \text{ MPa}$$

## Nuevo cálculo vida infinita modificada (Se) zona 4: encastre a L/3 y 2L/3

- Encastre del vástago a L/3:

- Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1,58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
- Factor de tamaño :  $D_{equivalente} = \sqrt{\frac{0,05 \cdot A_{hex}}{0,0766}} = 5,23 \text{ mm} \rightarrow K_b = 1,043$
- Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
- Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$S_e = 0,878 \cdot 1,011 \cdot 0,868 \cdot 650 = 516,6 \text{ MPa}$$

- Encastre del vástago a 2L/3:

- Acabado superficial : Acabado fino  $\rightarrow K_a = 1,58 \cdot Sut^{-0.085} = 0,878$
- Factor de tamaño :  $D_{equivalente} = \sqrt{\frac{0,05 \cdot A_{hex}}{0,0766}} = 8,18 \text{ mm} \rightarrow K_b = 0,992$

- Factor de fiabilidad : Se pone una fiabilidad del 95%  $\rightarrow K_c = 0,868$
- Concentración de tensiones:  $K_e = 1$

$$S_e = 0,878 \cdot 1,011 \cdot 0,868 \cdot 650 = 491,3 \text{ MPa}$$

### Anexo 3

## Información adicional del diagrama de Gantt

---

Nombre	Fecha de inicio	Fecha de fin
<input checked="" type="checkbox"/> BÚSQUEDA DE INFORMACIÓN	15/01/14	15/02/14
... RECOPIACIÓN BIBLIOGRÁFICA	15/01/14	1/02/14
... SELECCIÓN DE INFORMACIÓN VÁLIDA	1/02/14	15/02/14
<input checked="" type="checkbox"/> VALIDACIÓN Y ENSAYOS	15/02/14	7/08/14
... UBICACIÓN EN MARCO REGULADOR	15/02/14	22/02/14
... PEDIDA NORMAS ISO BIBLIOTECA	22/02/14	23/02/14
... IMPORTACIÓN DEL MODELO A ABAQUS	22/02/14	28/02/14
... ENSAYOS DE VALIDACIÓN DE LA NORMA	10/03/14	9/05/14
... ENSAYOS 4 MOV. ESTUDIADOS	9/05/14	28/06/14
... ENSAYOS MODIFICANDO SUJECCIÓN	28/06/14	7/08/14
<input checked="" type="checkbox"/> REDACCIÓN DE LA MEMORIA	15/02/14	16/09/14
... REDACCIÓN PARTE TEÓRICA	15/02/14	16/05/14
... REDACCIÓN RESULTADOS Y CONCLUSIONES	7/08/14	6/09/14
... ADICIÓN DE ÍNDICES , ANEXOS Y BIBLIOGRAFÍA	6/09/14	16/09/14